

(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
2018年7月19日(19.07.2018)



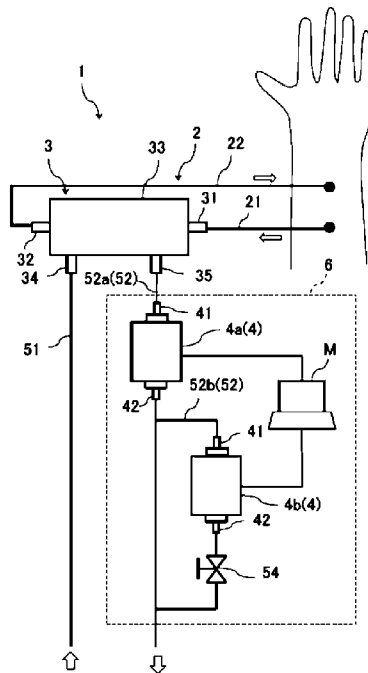
(10) 国際公開番号

WO 2018/131348 A1

- (51) 国際特許分類:
G01N 21/59 (2006.01) *G01N 21/05* (2006.01)
A61M 1/16 (2006.01) *G01N 21/33* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/044119
- (22) 国際出願日: 2017年12月8日(08.12.2017)
- (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 2017-002744 2017年1月11日(11.01.2017) JP
- (71) 出願人: 東レエンジニアリング株式会社(TORAY ENGINEERING CO., LTD.) [JP/JP]; 〒1030028 東京都中央区八重洲1丁目3番22号(八重洲龍名館ビル) Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 丹羽 主(NIWA, Tsukasa); 〒5202141 滋賀県大津市大江一丁目1番45号 東レエンジニアリング株式会社内 Shiga (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, 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, 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.
- (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,

(54) Title: COMPONENT CONCENTRATION DETECTION SYSTEM

(54) 発明の名称: 成分濃度検出システム



(57) Abstract: Provided is a component concentration detection system capable of detecting the concentration of a component of a liquid being delivered while simultaneously detecting the concentration of albumins in a common liquid delivery circuit. Specifically, the present invention is provided with a first component concentration detector that is provided in a flow path through which a liquid to be subjected to component concentration detection flows, irradiates light onto the liquid, and detects the concentration of a component within the liquid on the basis of the degree to which the liquid absorbs the light; a retention part for retaining the liquid that flows through the flow path; and a second component concentration detector that irradiates light onto the liquid retained by the retention part and detects the concentration of a component within the liquid on the basis of the degree to which the liquid absorbs the light.

(57) 要約: 送液される液体の成分濃度を検出しつつ、同時に共通の送液回路でアルブミン濃度も検出することができる成分濃度検出システムを提供する。具体的には、成分濃度を検出される対象となる液体が流れる流路に設けられ、前記液体に光を照射してその光吸収度合いから液体中の成分濃度を検出する第1の成分濃度検出器と、前記流路を流れる液体を滞留させる滞留部と、前記滞留部で滞留される前記液体に光を照射してその光吸収度合いから液体中の成分濃度を検出する第2の成分濃度検出器と、を備える構成とする。

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, 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)）

明 細 書

発明の名称：成分濃度検出システム

技術分野

[0001] 本発明は、液体に光を照射してその吸光度合いから液体内の成分濃度を測定するシステムに関するものであり、特に、アルブミン濃度を測定できる成分濃度検出システムに関するものである。

背景技術

[0002] 腎不全の患者に対し、腎臓機能を人工的に代替する血液透析装置を用いて血液透析療法による治療が行われている。この血液透析装置は、図8に示すように、血液循環経路に血液浄化装置であるダイアライザ100が設けられており、このダイアライザ100に透析液を供給する透析液回路が設けられている。そして、患者から採取された血液はダイアライザ100を経由して体内に戻される体外循環が行われ、体外循環が行われている間にダイアライザ100の半透膜を介してダイアライザ100に供給された透析液により血液中の老廃物、及び、余剰水分が排液として除去されるようになっている。

[0003] また、血液透析装置には、成分濃度検出システム101が設けられており、ダイアライザ100からの排液の所定の成分濃度を計測することより透析中の患者の状態を把握することができる。すなわち、流通する排液中の老廃物である尿素、尿酸等の濃度を計測することにより、透析中の患者の透析状態をリアルタイムで把握することができる。

[0004] この成分濃度検出システム101は、図8に示すように、ダイアライザ100からの排液流路に接続される成分濃度検出器102と、成分濃度検出器102に接続される監視装置103（分析装置）とで形成されている。この成分濃度検出器102は、ダイアライザ100からの排液に対する吸光度を検出することで濃度変化を計測できるように形成されている。すなわち、排液（単に液体とも言う）を流通させる液体セル部に光（例えばUV光）を照射し、液体セル部を流通する液体により吸収された後の光を受光部で検出す

ることにより、液体の濃度を検出することができる。そして、成分濃度検出器 102 で検出した検出結果が監視装置 103 にモニタリングされることにより、リアルタイムで透析状態を把握できるようになっている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開 2009-222412 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] ここで、排液中には患者の栄養状態の 1 つの指標であるアルブミンが含まれており、このアルブミン濃度を測定することにより、透析状態を監視しつつ、肝臓、腎臓の機能状態、及び、栄養状態等（健康状態と称す）も把握することができる。通常、アルブミン濃度の測定は、アルブミンと特定の色素との結合による色調の変化を利用して行われる色素結合法が用いられる。すなわち、排液の一部を取り出してアルブミンに所定の色素を吸収させた後、色素の吸収波長から定量化することにより、アルブミン濃度が測定される（BCG 法、BCP 法等）。したがって、上記成分濃度検出器 102 によるリアルタイムでの検出は困難であり、共通の成分濃度検出システム 101 で透析状態と健康状態を把握することは非常に困難であるという問題があった。

[0007] 本発明は、上記の問題点に鑑みてなされたものであり、送液される液体の成分濃度を検出しつつ、同時に共通の送液回路でアルブミン濃度も検出することができる成分濃度検出システム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] 上記課題を解決するために本発明の成分濃度検出システムは、成分濃度を検出される対象となる液体が流れる流路に設けられ、前記液体に光を照射してその光吸収度合いから液体中の成分濃度を検出する第 1 の成分濃度検出器と、前記流路を流れる液体を滞留させる滞留部と、前記滞留部で滞留される前記液体に光を照射してその光吸収度合いから液体中の成分濃度を検出する

第2の成分濃度検出器と、を備えることを特徴としている。

[0009] 上記成分濃度検出システムによれば、第2の成分濃度検出器によりアルブミン濃度を検出することができる。すなわち、送液回路内には、滞留部が設けられており、この滞留部に第2の成分濃度検出器が取り付けられている。そして、滞留部に滞留する液体（ダイアライザからの排液）に第2の成分濃度検出器による光（例えばUV光）が照射されることにより液体中のアルブミンが光によって変性し、この照射した光を受光することにより滞留部におけるアルブミン濃度を検出することができる。したがって、第1の成分濃度検出器により尿素、尿酸等の濃度を計測して透析状態を把握し、それと同時に共通の送液回路内で、第2の成分濃度検出器によりアルブミン濃度を検出して健康状態を把握することができる。

[0010] また、前記滞留部は、前記液体が送液される前記流路から分岐された分岐流路と、この分岐流路に設けられたバルブによって形成されており、前記第2の成分濃度検出器は、前記分岐流路に滞留する液体の成分濃度を検出する構成にしてもよい。

[0011] この構成によれば、分岐流路のバルブを閉じることによって分岐流路に滞留部を形成し、この滞留部に第2の成分濃度検出器を設けることにより、アルブミン濃度を検出し、分岐流路とは別の流路に第1の成分濃度検出器を設けることにより、容易な構成で尿素、尿酸等の濃度と、アルブミン濃度を同時に検出することができる。

[0012] また、前記第1及び第2の成分濃度検出器は、光を照射する照射部と、照射部から照射された光を受光する受光部と、前記照射部と前記受光部との間に配置され、前記液体が流通する液体セル部と、を有しており、前記液体セル部は、円筒管で形成されている構成にしてもよい。

[0013] この構成によれば、成分濃度検出器の液体セル部に円筒管を用いることにより、成分濃度検出器を安価に構成することができるため、システム全体のコストダウンを図ることができる。

[0014] また、上記成分濃度検出システムの具体的様態としては、前記液体は、血

液浄化装置から排出された排液であり、この排液に照射される光の波長は240～260nmである。

発明の効果

[0015] 本発明の成分濃度検出システムによれば、送液される液体の成分濃度を検出しつつ、同時に共通の送液回路でアルブミン濃度も検出することができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の成分濃度検出システムが適用された血液透析装置を示す経路図である。

[図2]成分濃度検出器を示す図であり、(a)はその外観を示す図であり、(b)はその内部を示す図である。

[図3]成分濃度検出器を示す図であり、(a)はセル枠体部を外した状態を示す図であり、(b)はセル枠体部を示す図である。

[図4]図3におけるA-A断面図である。

[図5]継手部を示す図である。

[図6]円筒管を通過する光の経路を示す図である。

[図7]バルブを閉状態にして分岐流路に滞留部を形成した状態を示す図である。

[図8]従来の成分濃度検出システムが適用された血液透析装置を示す経路図である。

発明を実施するための形態

[0017] 本発明の成分濃度検出システムに係る実施の形態を図面を用いて説明する。

[0018] 図1は、本発明の一実施形態における成分濃度検出器を使用した血液透析装置を示す経路図である。

[0019] 図1に示すように、血液透析装置1は、患者の血液を体外循環させる血液循環経路部2と、血液循環経路部2の途中に設けられ血液を浄化するダイアライザ3と、ダイアライザ3からの排液（液体ともいう）を排出する排液ラ

イン５２（排液流路）と、ダイアライザ３に透析液を供給する供給ライン５１（供給流路）とを有している。

[0020] 血液循環経路部２は、可撓性チューブで形成されており、患者から採取した血液を流通させる往路経路部２１と、浄化された血液を患者に戻す復路経路部２２とを有している。これら往路経路部２１と復路経路部２２は、患者とダイアライザ３とを連結するものであり、不図示のポンプを駆動させることにより、患者から採取された血液が往路経路部２１を通じてダイアライザ３を通過し、ダイアライザ３で浄化された血液が復路経路部２２を通じて患者に戻るようになっている。

[0021] ダイアライザ３は、供給された血液の浄化、及び、徐水を行うものであり、入口ポート３１と出口ポート３２を有している。すなわち、入口ポート３１に往路経路部２１が接続され、出口ポート３２に復路経路部２２が接続されることにより、患者の血液は、入口ポート３１を通じてダイアライザ３に供給され、ダイアライザ３で浄化された血液は、出口ポート３２を通じて患者に戻される。このダイアライザ３は、容器本体３３に複数の中空糸が収容されており、中空糸内を血液が通過するようになっている。中空糸には、小さな貫通孔が形成されており、血液が中空糸を通過すると、その貫通孔を通じて容器本体３３に充填される透析液に老廃物や余剰水分が透過され血液が浄化されるようになっている。

[0022] 供給ライン５１及び排液ライン５２は、可撓性チューブで形成されており、それぞれダイアライザ３に接続されている。具体的には、ダイアライザ３には、透析液が供給される供給ポート３４と、透析液を排液する排液ポート３５とを有しており、供給ライン５１が供給ポート３４と接続され、排液ライン５２と排液ポート３５とが接続されている。したがって、透析液は、透析液の供給源（不図示）から供給ライン５１を通じてダイアライザ３に供給され、ダイアライザ３の容器本体３３内で透析処理が行われた後、排液ライン５２を通じて使用後の透析液が排液（本発明の液体）として排出されるようになっている。

[0023] また、排液ライン 5 2 には、成分濃度検出システム 6 が設けられている。
この成分濃度検出システム 6 は、ダイアライザ 3 から排出される排液の成分濃度を計測することにより、透析中の患者の状態を把握するためのものである。成分濃度検出システム 6 は、体外循環する血液中の所定の濃度を検出する第 1 の成分濃度検出器 4 a と、排液ラインに流れる液体を滞留させる滞留部と、この滞留部に設けられる第 2 の成分濃度検出器 4 b とを有している。

[0024] 排液ライン 5 2 は、排液ポート 3 5 に直接接続されるメイン流路 5 2 a と、メイン流路 5 2 a から分岐される分岐流路 5 2 b とを有しており、メイン流路 5 2 a には第 1 の成分濃度検出器 4 a が設けられ、分岐流路 5 2 b には第 2 の成分濃度検出器 4 b が設けられている。そして、分岐流路 5 2 b には、バルブ 5 4 が設けられており、このバルブ 5 4 を開閉動作させることにより分岐流路 5 2 b 内の液体を流通させることができる。すなわち、バルブ 5 4 を開状態にすると、メイン流路 5 2 a から液体が分岐流路 5 2 b に流れ込み、液体を分岐流路 5 2 b に流通させることができる。また、バルブ 5 4 を閉状態にすることにより、分岐流路 5 2 b を流通する液体の流れが停止され、分岐流路 5 2 b 内に液体を滞留させることができる。すなわち、このバルブ 5 4 を閉状態にすることにより分岐流路 5 2 b に滞留部 5 6 (図 7 参照) が形成される。そして、この滞留部 5 6、すなわち、バルブ 5 4 よりも上流側に第 2 の成分濃度検出器 4 b が設けられている。

[0025] ここで、本実施形態では、第 1 の成分濃度検出器 4 a 及び第 2 の成分濃度検出器 4 b は同じ構成で形成されている。したがって、これら第 1 の成分濃度検出器 4 a 及び第 2 の成分濃度検出器 4 b の説明は、共通して行うこととし、これら第 1 の成分濃度検出器 4 a 及び第 2 の成分濃度検出器 4 b を区別して呼ぶ必要がない場合は、単に成分濃度検出器 4 と呼ぶことにする。

[0026] 成分濃度検出器 4 は、排液ライン 5 2 を流れる液体の成分濃度をリアルタイムに検出するためのものである。この成分濃度検出器 4 は、排液ライン 5 2 に流れる液体に光を照射して、その光の光吸収度合いから液体内の成分濃度を検出するものである。本実施形態の成分濃度検出器 4 は、監視装置 M と

接続されており、監視装置Mにより、成分濃度検出器4で検出した検出結果がモニタリングされ、成分濃度検出器4の各種設定が調節されるようになっている。

[0027] 成分濃度検出器4は、図2に示すように、入口部41と出口部42を有するハウジング部43内にセルユニット部7と、ランプユニット部8と、排液モニタ部9とを有している。ここで、図2(a)は、成分濃度検出器4の外観を表した図であり、図2(b)は、ハウジング部43の蓋部を取り外した状態を示す図である。ハウジング部43は、箱状のケース部材であり、その中央部分にセルユニット部7が収容されており、そのセルユニット部7を挟むように、ランプユニット部8、排液モニタ部9が収容されている。すなわち、セルユニット部7に流れる液体にランプユニット部8からUV光が照射され、液体を通過したUV光を排液モニタ部9で受光することにより、液体内の成分濃度が検出されるようになっている。

[0028] セルユニット部7は、排液ライン52の液体を流通させるものであり、排液ライン52に接続される入口部41と出口部42とを備えている。すなわち、入口部41が排液ライン52の上流側と接続され、出口部42が排液ライン52の下流側に接続されることにより、ダイアライザ3から排出された液体は入口部41を通じてセルユニット部7を通過し、出口部42から再び排液ライン52に流れるようになっている。具体的には、第1の成分濃度検出器4aは、入口部41とメイン流路52aの上流側と接続され、出口部42とメイン流路52aの下流側に接続されており、第2の成分濃度検出器4bは、入口部41と分岐流路52bの上流側と接続され、出口部42と分岐流路52bの下流側に接続されている。

[0029] セルユニット部7は、液体が流通する液体セル部71と、この液体セル部71を支持するセル枠体部72とを有している。セル枠体部72は、図3(b)に示すように、直線状に伸びる本体部72aと、この本体部72aの両端部からそれぞれ直交する方向に伸びる支持部72bとを有しており、いわゆる断面コの字の形状を有している。そして、両支持部72bは、液体セル

部 7 1 を支持する部分であり、一方向に伸びる液体セル部 7 1 の両端部を支持している。すなわち、支持部 7 2 b は、液体セル部 7 1 が本体部 7 2 a から所定距離離れた位置に支持できるようになっており、セルユニット部 7 がハウジング部 4 3 に收容された状態では、液体セル部 7 1 がランプユニット部 8 と排液モニタ部 9 との間に配置され、ランプユニット部 8 からの UV 光の照射領域に液体セル部 7 1 が含まれる状態に支持されるようになっている。

[0030] セルユニット部 7 は、ハウジング部 4 3 に対して着脱自在に形成されている。具体的には、セル枠体部 7 2 がハウジング部 4 3 に対して着脱できるようになっている。すなわち、セル枠体部 7 2 は、ネジ 7 3 で締結できるようになっており、ネジ 7 3 を外すと、図 3 (a) に示すようにセル枠体部 7 2 が取り外され、図 2 (b) に示すように、セル枠体部 7 2 をランプユニット部 8 と排液モニタ部 9 との間に配置しネジ 7 3 で締結することにより、ハウジング部 4 3 に固定されるようになっている。具体的には、ハウジング部 4 3 には、切欠部 4 4 が形成されており、セル枠体部 7 2 を配置した状態では、セル枠体部 7 2 の本体部 7 2 a の端部が切欠部 4 4 に微少な隙間を有する状態で嵌まり合うようになっている。この状態から、切欠部 4 4 側に押し当てつつネジ 7 3 を締結することにより、セル枠体部 7 2 がハウジング部 4 3 に対して位置決めされて固定されるようになっている。すなわち、セル枠体部 7 2 がハウジング部 4 3 に位置決めされた状態では、上述のように、液体セル部 7 1 がランプユニット部 8 からの UV 光の照射領域に含まれる状態に保持され、液体セル部 7 1 の軸方向と、ランプユニット部 8 (冷陰極管 UV ランプ 8 1 a) の軸方向とが平行になるように固定される。これにより、セル枠体部 7 2 を取り外した場合でも、セル枠体部 7 2 をハウジング部 4 3 に取り付けるだけで、着脱前の液体セル部 7 1 の配置状態に容易に戻すことができるようになっている。

[0031] ランプユニット部 8 は、液体セル部 7 1 に光を照射するものである。ランプユニット部 8 は、本実施形態では、セルユニット部 7 に隣接する位置に設

けられている。ランプユニット部 8 は、照射部 8 1 が設けられており、本実施形態では、冷陰極管 UV ランプ 8 1 a が設けられている。具体的には、冷陰極管 UV ランプ 8 1 a は、図 3 (a)、図 4 に示すように、ランプ支持体 8 2 に支持されて設けられており、冷陰極管 UV ランプ 8 1 a の伸びる方向（軸方向）が、液体セル部 7 1 の伸びる方向（軸方向）に沿うように固定されている。すなわち、冷陰極管 UV ランプ 8 1 a は、ランプ支持体 8 2 により、その両端部で固定され、光を照射する部分を湾曲部 8 3 で覆うように支持されている。そして、ランプ支持部 7 2 b の液体セル部 7 1 と対向する部分は、開口部 8 4 が形成されており、その開口部 8 4 から冷陰極管 UV ランプ 8 1 a（照射部 8 1）の光が照射されるようになっている。すなわち、冷陰極管 UV ランプ 8 1 a は、円筒管の表面全周に亘って光が照射されるが、開口部 8 4 と対向していない部分から照射された光は湾曲部 8 3 で反射されつつ開口部 8 4 から照射されることにより、冷陰極管 UV ランプ 8 1 a から照射された光が効率よく液体セル部 7 1 に照射されるようになっている。

[0032] このランプユニット部 8 から液体セル部 7 1 を挟んで対向する位置には、排液モニタ部 9 が設けられている。この排液モニタ部 9 は、冷陰極管 UV ランプ 8 1 a から照射され液体セル部 7 1 を通過した光を受光するものである。排液モニタ部 9 は、受光部 9 1 が設けられており、受光部 9 1 にはフォトダイオードが設けられている。この受光部 9 1 は、冷陰極管 UV ランプ 8 1 a の照射方向の延長上に配置されており、本実施形態では、冷陰極管 UV ランプ 8 1 a の中心、液体セル部 7 1 の中心、フォトダイオード（受光部 9 1）の中心が一直線上に並ぶ位置に配置されている。そして、受光部 9 1 の受光面は、冷陰極管 UV ランプ 8 1 a の長手方向における照射範囲に沿って対向するように形成されている。これにより、冷陰極管 UV ランプ 8 1 a から照射され、液体セル部 7 1 を通過した光が無駄なく受光部 9 1 で受光できるようになっている。

[0033] また、上述したランプユニット部 8 にも、別途、受光部（第 2 受光部 8 5 と称す）が設けられている。この第 2 受光部 8 5 は、ランプユニット部 8 の

冷陰極管UVランプ81aの光出力状態を監視するものである。具体的には、ランプ支持部72bの開口部84と反対側には、第2の開口部86が形成されており、この第2の開口部86と対向するように第2受光部85が設けられている。これにより、照射部81である冷陰極管UVランプ81aからの光が直接、第2受光部85で受光される。なお、本実施形態では、第2受光部は、ハウジング部43側に取り付けられており、第2受光部に接続される電氣的配線がセル枠体部72を取り外した場合の操作性を阻害しないようになっている。この第2受光部85で受光した光量値は、冷陰極管UVランプ81aの基準値として使用される。すなわち、冷陰極管UVランプ81aから照射された光が液体セル部71を通過する液体を通過し受光部91で受光されることにより、液体に吸収された光量から成分濃度が検出されるが、冷陰極管UVランプ81aの光が液体を通過する前の光の状態を第2受光部85で受光することにより、第2受光部85で受光した光量を基準に液体に吸収された光量を精度よく演算することができる。なお、この第2受光部85から得られた光量値に対して閾値を設けることにより冷陰極管UVランプ81aの寿命を監視することもできる。

[0034] また、液体が流通する液体セル部71には、本実施形態では、円筒管が使用されている。液体セル部71は、図3(b)に示すように、一方向に伸びる形状を有しており、両端部がセル枠体部72の支持部72bで支持されている。すなわち、円筒管は、円筒管の延びる方向が冷陰極管UVランプ81aの延びる方向と一致する状態で支持されており、光の照射方向（照射部81から受光部91に照射される方向）と、円筒管の軸方向とが直交する状態で支持されている。すなわち、円筒管は、照射部81の光源に対して、円筒管の外周面が対向する状態で支持されている。

[0035] この円筒管は、石英で形成されている。すなわち、液体セル部71に樹脂チューブ等を使用すると冷陰極管UVランプ81aのUV光が樹脂チューブに吸収されるため、受光部91で受光される受光量に樹脂チューブに吸収された分だけ誤差が生じてしまうが、石英を使用することにより、照射部81

に使用された冷陰極管UVランプ81aのUV光が液体セル部71で吸収されるのが極力抑えられ、円筒管内を流れる液体に吸収される光量を精度よく検出することができる。

[0036] また、液体セル部71を流れる液体と、受光部91との間には、液体を通過した光を集光させる集光部10が設けられている。本実施形態では、液体セル部71と集光部10とが一体化して設けられている。すなわち、本実施形態では、液体セル部71に円筒管が設けられているため、円筒管の外周面がレンズの役割（集光部10）を果たし、液体を通過した光を集光させて受光部91に照射させることができる。具体的には、図6に示すように、照射部81から照射された光は、円筒管を形成する曲面状の外周面71aで屈折させられ、液体セル部71の円筒管内の液体を通過した後、液体を通過した直後に比べて、照射光の中央寄りに集光して進行する。これにより、受光部91では、集光効果のない場合に比べて受光強度が増幅されるため、液体で吸収された波長帯域が明確に表れ、液体の成分濃度検出精度を向上させることができる。なお、図6における破線は、集光部10を使用しない場合（円筒管の代わりに平行平板（照射方向に対して垂直な平面状に形成された液体セル部）を使用した場合）の光の進路を示している。この場合は、照射部81から照射された光の広がりそのまま光が進行するため、受光部91で受光できず光量ロスし、液体の成分濃度検出精度が低下する虞がある。

[0037] また、液体セル部71は、入口部41と出口部42とに接続されている。本実施形態では、入口部41と出口部42とは、同じ構造を有している。具体的には、図5に示すように、入口部41は、ハウジング部43から突出した円筒管（液体セル部71）を覆う継手部45と、継手部45と円筒管との隙間をシールするシール部材46で形成されている。この継手部45は、上流側の排液ライン52（第1の成分濃度検出器4aではメイン流路52a、第2の成分濃度検出器4bでは分岐流路52b）と接続される配管接続部45aと、液体セル部71と接続されるジョイント開口部45bとを有しており、フランジ部45cがハウジング部43にネジ45dで締結されることに

より固定されるようになっている。ジョイント開口部 4 5 b は、配管接続部 4 5 a 側に向かって狭くなるテーパ形状に形成されている。これにより、シール部材 4 6 が押圧されて固定されるようになっている。すなわち、ハウジング部 4 3 から突出する液体セル部 7 1（円筒管）には、ハウジング部 4 3 側から第 1 カラー 4 7、シール部材 4 6（Ｏリング）、第 2 カラー 4 8 がこの順に互いに接するように配置されており、この状態でジョイント開口部 4 5 b を嵌め込んで固定する。すなわち、継手部 4 5 をハウジング部 4 3 にネジ止めすると、ジョイント開口部 4 5 b のテーパ部分がシール部材 4 6 と接した後、さらに継手部 4 5 がネジ 4 5 d で締結されることにより、テーパ部分でシール部材 4 6 が押圧される。シール部材 4 6 の両隣には、第 1 カラー 4 7 と第 2 カラー 4 8 が隣接しているため、テーパ部分で押圧されたシール部材 4 6 は、円筒管とテーパ部分とに膨張して密着することにより円筒管と継手部 4 5 とがシールされる。すなわち、排液ライン 5 2 から配管接続部 4 5 a に進入した液体は、ジョイント開口部 4 5 b から漏れることなく円筒管に流通し、再び出口部 4 2 から排液ライン 5 2 に流れ出る。このような継手部 4 5 の構成により、円筒管に何ら加工することなく液体セル部 7 1 として使用することができ、複雑な構成を有していた従来の液体セル部 7 1 に比べて安価な構成にすることができる。

[0038] このようにして、メイン流路 5 2 a に設けられた第 1 の成分濃度検出器 4 a では、メイン流路 5 2 a に流れる液体に照射部 8 1 から照射された UV 光が液体セル部 7 1 の円筒管を通過し受光部 9 1 で受光されることにより、液体中の老廃物である尿素、尿酸等の濃度が計測され、透析中の患者の透析状態をリアルタイムで把握することができる。

[0039] また、分岐流路 5 2 b に設けられた第 2 の成分濃度検出器 4 b では、アルブミン濃度を検出することができる。すなわち、排液ライン 5 2 に液体を流通させて第 1 の成分濃度検出器 4 a でリアルタイムに濃度を計測している状態で、分岐流路 5 2 b のバルブ 5 4 を閉状態にすると、分岐流路 5 2 b に液体が滞留する。すなわち、図 7 に示すように、分岐流路 5 2 b のバルブ 5 4

を閉じると、分岐流路 5 2 b を流れていた液体が行き場を失い、分岐流路 5 2 b 内に停滞する（滞留部 5 6 が形成される）結果、分岐流路 5 2 b に接続される第 2 の成分濃度検出器 4 b の液体セル部 7 1 を流れる液体も液体セル部 7 1 に滞留する。そして、第 2 の成分濃度検出器 4 b の照射部 8 1 から UV 光（本実施形態では波長 240～260 nm に設定されている。）が照射されると、液体セル部 7 1 内のアルブミンが時間とともに変性し、液体セル部 7 1 における液体が白濁する。すなわち、液体セル部 7 1 に照射された光は受光部 9 1 で受光されるが、白濁した液体により受光量が変化する。そして、液体中のアルブミン量の変化すると白濁状態も変化するため、この滞留部 5 6 における受光量を計測することによりアルブミン濃度を計測することができる。すなわち、透析状態の経過の観察と同時に、肝臓、腎臓の機能状態、及び、栄養状態等（健康状態と称す）の観察も行うことができる。したがって、第 1 の成分濃度検出器 4 a により尿素、尿酸等の濃度を計測して透析状態を把握つつ、それと同時に共通の送液回路内で、第 2 の成分濃度検出器 4 b によりアルブミン濃度を検出して透析中の患者の健康状態も同時に把握することができる。

[0040] なお、上記実施形態では、第 1 の成分濃度検出器 4 a の下流側に分岐流路 5 2 b を設け第 2 の成分濃度検出器 4 b を配置する例について説明したが、第 1 の成分濃度検出器 4 a の上流側に分岐流路 5 2 b を設け第 2 の成分濃度検出器 4 b を配置するものであってもよい。この構成であっても、分岐流路 5 2 b に液体を滞留させることにより、第 2 の成分濃度検出器 4 b によりアルブミン濃度を計測することができる。

[0041] また、上記実施形態では、照射部 8 1 から照射される UV 光が、波長 240～260 nm に設定されている例について説明したが、滞留する液体に照射した結果、アルブミンが変性する波長であれば、他の波長の光を使用するものであってもよい。

[0042] また、上記実施形態では、集光部 10 が液体セル部 7 1 と一体化された例について説明したが、液体セル部 7 1 と排液モニタ部 9 との間に例えば凸レ

ンズ等、光を一定領域に集光できる部材を集光部 10 として配置するものであってもよい。この場合でも液体セル部 71 を通過した光を一定領域に集光させて受光部 91 に受光させることにより、受光部 91 における受光強度が大きくなるため、液体の成分濃度検出精度を向上させることができる。

[0043] また、上記実施形態では、液体セル部 71 に石英製の円筒管を使用した。円筒管が他の部材で形成されていてもよい。すなわち、上記実施形態では、UV 光が照射されるため、UV 光の吸収が極めて少ない石英製を例に挙げたが、照射部 81 から照射される光の吸収が抑えられる部材で形成されれば、液体セル部 71 を流れる液体以外の部材による光の吸収が抑えられ、濃度検出精度を高めることができる点で好ましい。

[0044] また、上記実施形態では、液体セル部 71 に円筒管を使用した。集光部 10 を別途設ける場合には、照射部 81 からの光に直交する平行平板で形成される液体セル部 71（照射方向に対して垂直な平面状に形成された液体セル部）であってもよい。

[0045] また、上記実施形態では、照射部 81 に冷陰極管 UV ランプ 81a を使用しコストダウンを図れる例について説明したが、LED ランプを使用する構成であってもよい。

[0046] また、上記実施形態では、液体セル部 71 がセル枠体部 72 に設けられ、セル枠体部 72 が着脱自在である例について説明したが、液体セル部 71 がハウジング部 43 と一体化して直接固定されているものであってもよい。

符号の説明

- [0047]
- 1 血液透析装置
 - 4 成分濃度検出器
 - 4a 第1の成分濃度検出器
 - 4b 第2の成分濃度検出器
 - 6 成分濃度検出システム
 - 52 排液ライン
 - 52a メイン流路

5 2 b 分岐流路

5 4 バルブ

5 6 滞留部

7 1 液体セル部

7 2 セル粹体部

8 1 照射部

8 1 a 冷陰極管UVランプ

8 5 第2受光部

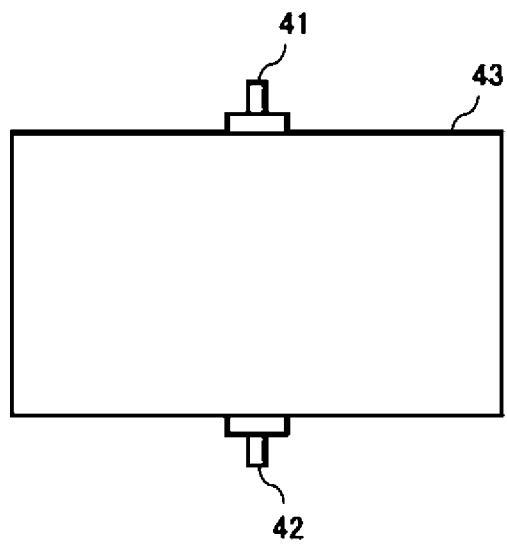
9 1 受光部

請求の範囲

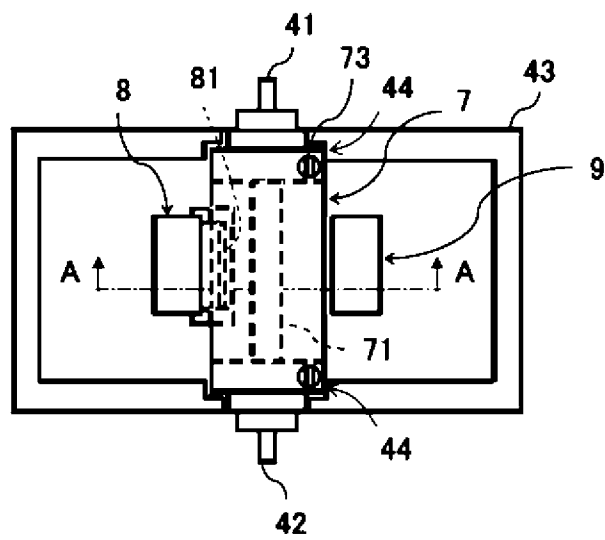
- [請求項1] 成分濃度を検出される対象となる液体が流れる流路に設けられ、前記液体に光を照射してその光吸収度合いから液体中の成分濃度を検出する第1の成分濃度検出器と、
- 前記流路を流れる液体を滞留させる滞留部と、
- 前記滞留部で滞留される前記液体に光を照射してその光吸収度合いから液体中の成分濃度を検出する第2の成分濃度検出器と、
- を備えることを特徴とする成分濃度検出システム。
- [請求項2] 前記滞留部は、前記液体が送液される前記流路から分岐された分岐流路と、この分岐流路に設けられたバルブによって形成されており、前記第2の成分濃度検出器は、前記分岐流路に滞留する液体の成分濃度を検出することを特徴とする請求項1に記載の成分濃度検出システム。
- [請求項3] 前記第1及び第2の成分濃度検出器は、光を照射する照射部と、照射部から照射された光を受光する受光部と、前記照射部と前記受光部との間に配置され、前記液体が流通する液体セル部と、を有しており、
- 前記液体セル部は、円筒管で形成されていることを特徴とする請求項1又は2に記載の成分濃度検出システム。
- [請求項4] 前記液体は、血液浄化装置から排出された排液であり、この排液に照射される光の波長は240～260nmであることを特徴とする請求項1～3のいずれかに記載の成分濃度検出システム。

[図2]

(a)

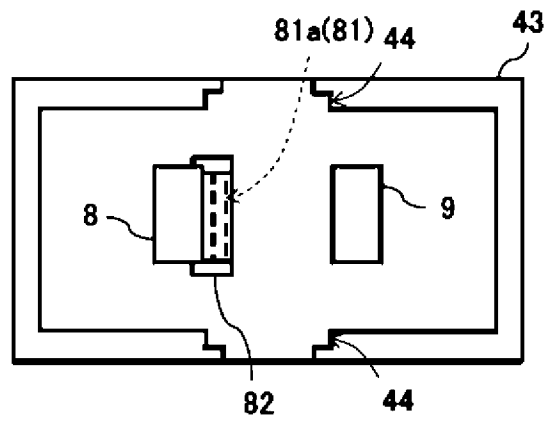


(b)

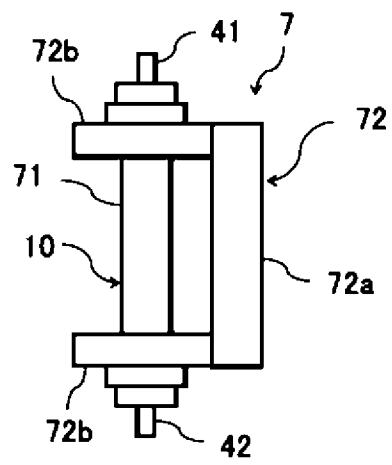


[図3]

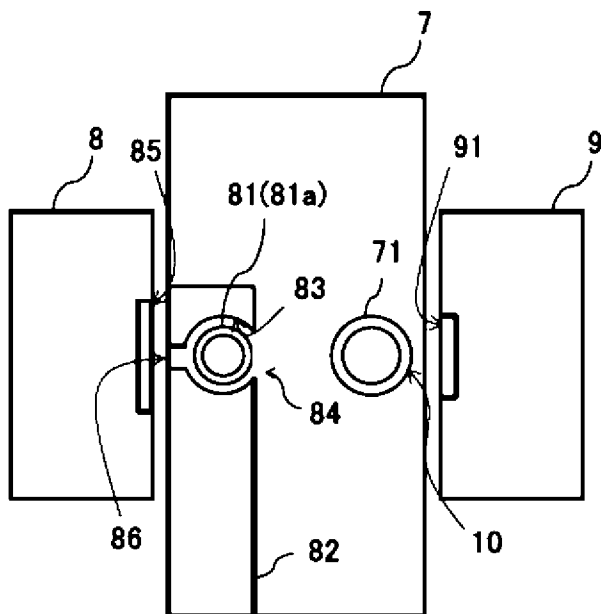
(a)



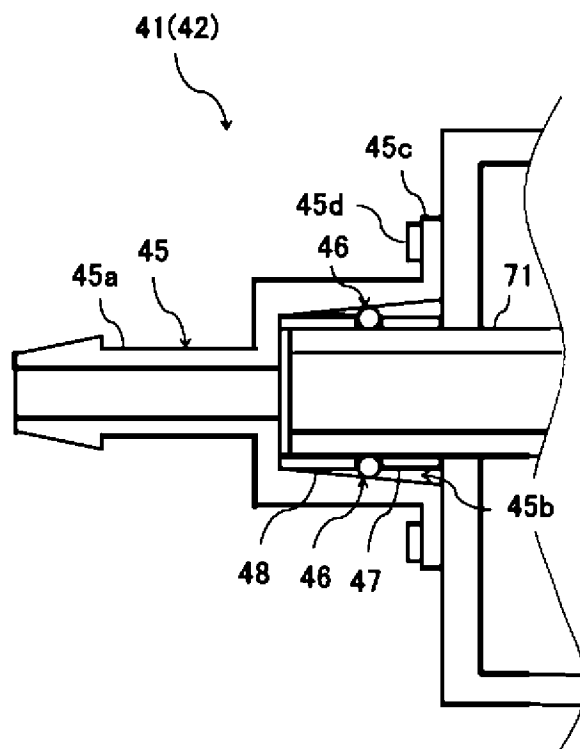
(b)



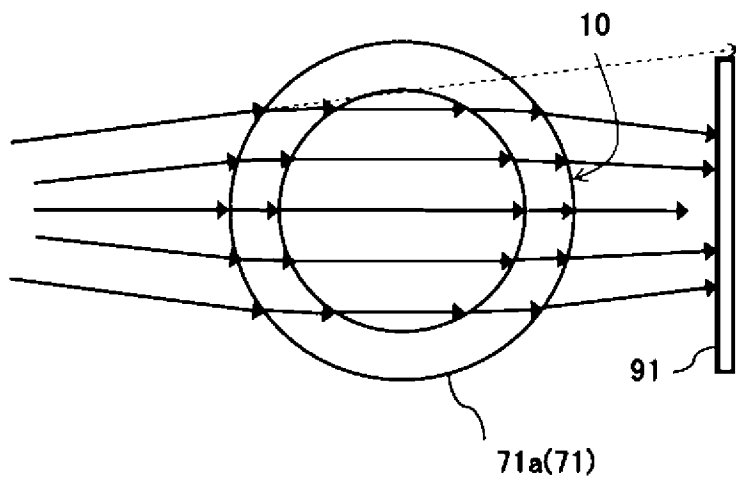
[図4]



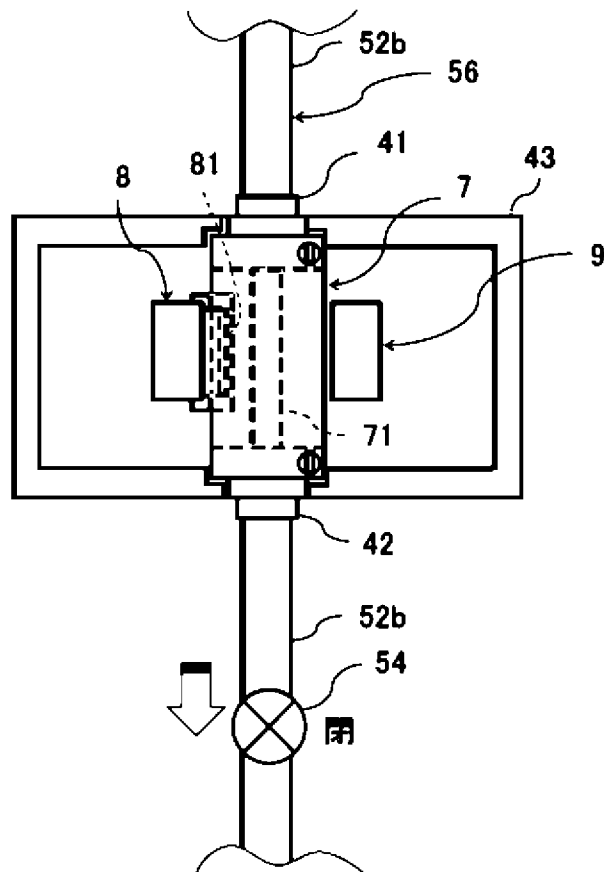
[図5]



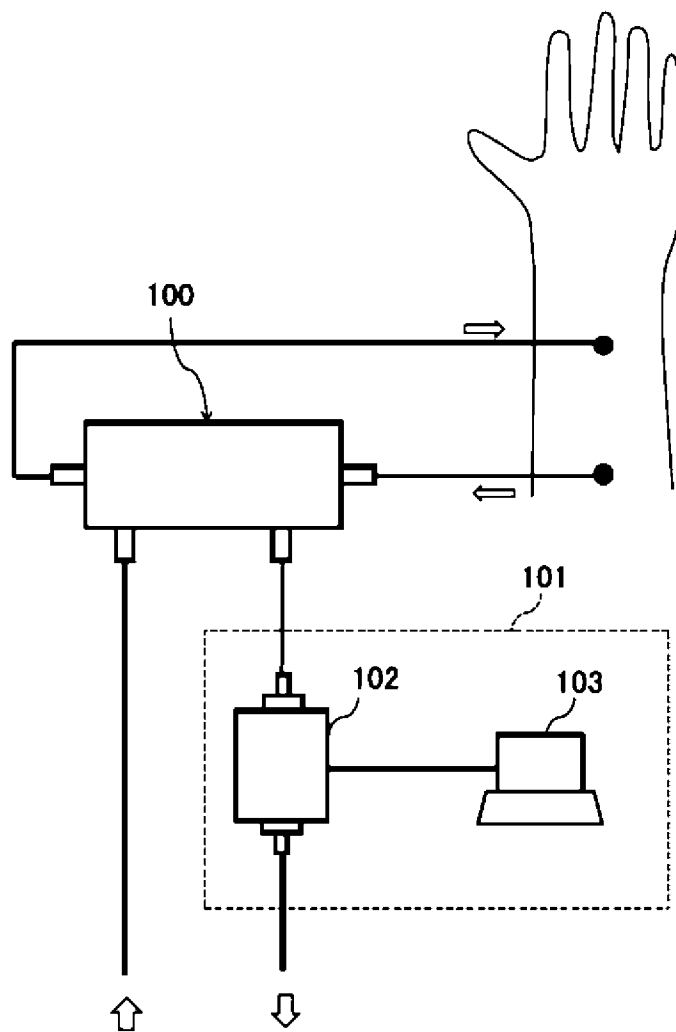
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/044119

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. G01N21/59 (2006.01) i, A61M1/16 (2006.01) i, G01N21/05 (2006.01) i,
G01N21/33 (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. G01N21/00-21/958, A61M1/14-1/18

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	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-186507 A (ASAHI KASEI MEDICAL CO., LTD.) 29 October 2015 & CN 104941019 A	1-4
A	JP 2014-518517 A (FRESENIUS MEDICAL CARE DEUTSCHLAND GMBH) 31 July 2014 & US 2014/0098359 A1 & WO 2012/140022 A1 & EP 2510958 A1	1-4

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"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)

"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

"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

"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

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
13 February 2018 (13.02.2018)

Date of mailing of the international search report
27 February 2018 (27.02.2018)

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/JP2017/044119

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 53-022790 A (ASAHI MEDICAL CO., LTD.) 02 March 1978 (Family: none)	1-4
A	JP 2013-144057 A (CLARION CO., LTD.) 25 July 2013 & US 2014/0335557 A1 & WO 2013/084444 A1 & EP 2790008 A1	1-4
A	JP 2009-222412 A (JMS CO., LTD.) 01 October 2009 (Family: none)	1-4
A	JP 2012-040058 A (ASAHI KASEI KURARAY MEDICAL CO., LTD.) 01 March 2012 & CN 102426159 A	1-4
A	JP 2015-047349 A (NIKKISO CO., LTD.) 16 March 2015 & US 2016/0175508 A1 & WO 2015/030233 A1 & EP 3042672 A1 & CN 105473170 A	1-4
A	JP 2011-120823 A (NIKKISO CO., LTD.) 23 June 2011 (Family: none)	1-4
A	JP 2011-120822 A (NIKKISO CO., LTD.) 23 June 2011 & US 2011/0144459 A1 & WO 2011/074577 A1 & EP 2514448 A1 & CN 102811752 A	1-4
A	JP 2011-514182 A (THE TRUSTEES OF COLUMBIA UNIVERSITY IN THE CITY OF NEW YORK) 06 May 2011 & US 2011/0105982 A1 & WO 2009/100154 A1 & EP 2249899 A1 & CN 102065926 A	1-4
A	US 2016/0058934 A1 (B. BRAUN AVITUM AG) 03 March 2016 & WO 2014/161771 A1 & EP 2806915 A1 & DE 102013103335 A & CN 105142691 A	1-4
A	JP 8-278247 A (JASCO CORPORATION) 22 October 1996 & US 5606412 A	1-4
A	JP 2013-122397 A (JASCO CORPORATION) 20 June 2013 & US 2013/0161243 A1	1-4
A	JP 2016-099311 A (YOKOGAWA ELECTRIC CORP.) 30 May 2016 (Family: none)	1-4

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, A61M1/16(2006.01)i, G01N21/05(2006.01)i, G01N21/33(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. G01N21/00-21/958, A61M1/14-1/18

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	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018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)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

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
A	JP 2015-186507 A (旭化成メディカル株式会社) 2015. 10. 29, & CN 104941019 A	1-4
A	JP 2014-518517 A (フレゼニウス メディカル ケアー ドイチュ ラント ゲゼルシャフト ミット ベシュレンクテル ハフツン グ) 2014. 07. 31, & US 2014/0098359 A1 & WO 2012/140022 A1 & EP 2510958 A1	1-4

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

「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

の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

13. 02. 2018

国際調査報告の発送日

27. 02. 2018

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)

立澤 正樹

2W

8353

電話番号 03-3581-1101 内線 3258

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 53-022790 A (旭メディカル株式会社) 1978. 03. 02, (ファミリーなし)	1-4
A	JP 2013-144057 A (リオン株式会社) 2013. 07. 25, & US 2014/0335557 A1 & WO 2013/084444 A1 & EP 2790008 A1	1-4
A	JP 2009-222412 A (株式会社ジェイ・エム・エス) 2009. 10. 01, (ファミリーなし)	1-4
A	JP 2012-040058 A (旭化成クラレメディカル株式会社) 2012. 03. 01, & CN 102426159 A	1-4
A	JP 2015-047349 A (日機装株式会社) 2015. 03. 16, & US 2016/0175508 A1 & WO 2015/030233 A1 & EP 3042672 A1 & CN 105473170 A	1-4
A	JP 2011-120823 A (日機装株式会社) 2011. 06. 23, (ファミリーなし)	1-4
A	JP 2011-120822 A (日機装株式会社) 2011. 06. 23, & US 2011/0144459 A1 & WO 2011/074577 A1 & EP 2514448 A1 & CN 102811752 A	1-4
A	JP 2011-514182 A (ザ トラスティーズ オブ コロンビア ユニ バーシティ イン ザ シティ オブ ニューヨーク) 2011. 05. 06, & US 2011/0105982 A1 & WO 2009/100154 A1 & EP 2249899 A1 & CN 102065926 A	1-4
A	US 2016/0058934 A1 (B. BRAUN AVITUM AG) 2016. 03. 03, & WO 2014/161771 A1 & EP 2806915 A1 & DE 102013103335 A & CN 105142691 A	1-4
A	JP 8-278247 A (日本分光株式会社) 1996. 10. 22, & US 5606412 A	1-4
A	JP 2013-122397 A (日本分光株式会社) 2013. 06. 20, & US 2013/0161243 A1	1-4
A	JP 2016-099311 A (横河電機株式会社) 2016. 05. 30, (ファミリーなし)	1-4