

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4446592号
(P4446592)

(45) 発行日 平成22年4月7日 (2010.4.7)

(24) 登録日 平成22年1月29日 (2010.1.29)

(51) Int. Cl.	F I
GO 1 N 35/04 (2006.01)	GO 1 N 35/04 G
GO 1 N 21/01 (2006.01)	GO 1 N 21/01 B
GO 1 N 21/03 (2006.01)	GO 1 N 21/03 Z
GO 1 N 21/13 (2006.01)	GO 1 N 21/13
GO 1 N 21/27 (2006.01)	GO 1 N 21/27 Z
請求項の数 5 (全 13 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2000-392928 (P2000-392928)	(73) 特許権者	390014960
(22) 出願日	平成12年12月25日 (2000.12.25)		シスメックス株式会社
(65) 公開番号	特開2002-196007 (P2002-196007A)		兵庫県神戸市中央区脇浜海岸通1丁目5番1号
(43) 公開日	平成14年7月10日 (2002.7.10)	(74) 代理人	100088867
審査請求日	平成19年12月17日 (2007.12.17)		弁理士 西野 卓嗣
		(72) 発明者	飯塚 健介
			神戸市中央区脇浜海岸通1丁目5番1号
			シスメックス株式会社内
		(72) 発明者	泉 幸慶
			神戸市中央区脇浜海岸通1丁目5番1号
			シスメックス株式会社内
		(72) 発明者	有安 健治
			長野県塩尻市広丘野村1850-3番
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 液体試料測定ユニット及びそれを備えた自動液体試料分析装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

透光性容器に供給された液体試料を光学的に測定する液体試料測定ユニットであって、
透光性容器を着脱可能に収納する収納部と、
前記収納部に収納された透光性容器に光を照射する第1の光源と、
前記収納部に収納された透光性容器に、前記第1の光源と異なる波長の光を照射する第2の光源と、
前記収納部に収納された透光性容器を介して、前記第1の光源又は前記第2の光源からの光を検出する光検出器と、

測定項目に応じて、前記収納部に収納された透光性容器を前記収納部内で略上下方向に移動させることにより、透光性容器の位置を前記第1の光源からの光を検出するための第1の容器位置と、前記第2の光源からの光を検出するための第2の容器位置とで変更させる容器位置変更手段と、を備えることを特徴とする液体試料測定ユニット。

【請求項 2】

前記光検出器が前記光源と同数備えられていることを特徴とする請求項1記載の液体試料測定ユニット。

【請求項 3】

請求項1または2に記載の液体試料測定ユニットと、
前記収納部に透光性容器を供給する透光性容器供給手段と、
前記収納部に収納する透光性容器に液体試料を供給する液体試料供給部と、

前記収納部に収納する透光性容器に試薬を供給する試薬供給部と、
透光性容器の位置を、前記第1の容器位置と前記第2の容器位置とで変更させるよう前記容器位置変更手段を制御する制御部と、を備えた自動液体試料分析装置。

【請求項4】

前記液体試料測定ユニットが血液凝固測定ユニットであることを特徴とする請求項3記載の自動液体試料分析装置。

【請求項5】

前記第1の光源を合成基質法による測定に使用し、前記第2の光源を免疫比濁法による測定に使用するように構成されたことを特徴とする請求項4記載の自動液体試料分析装置。

【発明の詳細な説明】

10

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、透光性容器中の試料を光学的に分析する液体試料分析装置に関し、例えば、血液凝固測定装置、免疫測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

血液凝固測定や免疫測定や生化学測定などの測定では、血漿や血清などの検体に所定の測定試薬を添加した試料を透光性容器に収納して、その透光性容器を介した散乱光や透過光などを光学的に検出して測定することが一般的に行われている。

【0003】

20

これらの、血液凝固測定や免疫測定や生化学測定などの測定では、その検体について複数の項目について分析することが一般的である。例えば、血液凝固測定では、PT（プロトロンビン時間）、APTT（活性化トロンボプラスチン時間）、Fbg（フィブリノーゲン）などの基本項目から、複合因子であるTTO（トロンボテスト）、HPT、（ヘパラスチンテスト）合成基質法によるATIII（アンチトロンビンIII）、2-PI（2-プラスミンインヒビター）、PLG（プラスミノゲン）、免疫比濁法によるFDP（フィブリン分解産物）、D-Dimer、ATIIIなど様々な項目が測定されている。

【0004】

これらの項目の測定方法は測定原理に応じて、散乱光や透過光が用いられ、その測定のために使用する光源の波長は最適の波長のものが用いられる。例えば、PT、APTT、Fbg、TTO、HPTはクロット法又は凝固法と言われる方法で測定されるのが一般的である。この測定方法では、試料に波長660nmの光を照射し、試料によって散乱した光を光検出器で検出することによって、フィブリノーゲンがフィブリンに転化する時間を測定する。

30

【0005】

また、従来利用されている合成基質には1954年S. Sherry等の合成したTAMe (J.B.C., 208:95-105, 1954) に始まり、Blombäckらによって合成された数個のアミノ酸に色素を結合させたものが挙げられる。例えば、Bz-Phe-Val-Arg-pNA (Thromb. Research, 1:267-278, 1972) や Tos-Gly-Pro-Arg-pNA (特開昭52-3492号)、H-D-Phe-Pip-Arg-pNA (特開昭52-24590号) 等が報告されている。これらはトロンビンの測定に使用され、酵素反応を受けてパラニトロアニリン (pNA) を遊離して黄色の発色が得られるので、これを405nmで比色することにより凝固線溶能力を酵素活性で表わすことができる。この測定方法を合成基質法と言い、ATIII、2-PI（2-プラスミンインヒビター）、PLG（プラスミノゲン）等が測定される。

40

【0006】

一方、例えば、免疫比濁法によるD-Dimerの測定では、抗D-Dimer抗体希釈液に被検血漿中のD-Dimerが加わると抗原抗体反応により、免疫複合体が形成される。この不溶性の免疫複合体は散乱光を増大し、透過光を減少させる。この反応系に高分子ポリマーを添加して測定感度を上げ、波長575nmで測光し、標準D-Dimer血

50

清を用いて同様の操作をして描いた検量線から D - D i m e r 量を求める。この測定方法を免疫比濁法といい、D - D i m e r の他、F D P、A T I I I 等が測定できる。

【 0 0 0 7 】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、従来の液体試料分析装置では、透光性容器を収納するための収納部 1 つに対して 1 つの光源とその光を検出する光検出器が 1 つ備えられていた。従って、上記したような種々の項目を測定するためには、測定に必要となる波長の数に応じて収納部が必要となる。また、透光性容器をそれぞれの収納部に搬送することのできる透光性容器搬送部が必要となり、その制御が複雑化していた。従って、測定項目が増加すると、装置が大型化し、装置の制御も複雑化していた。このため、1 つの収納部であらゆる波長の測定が可能となる液体試料分析装置が熱望されている。

10

【 0 0 0 8 】

上記問題点を解決するための装置として以下の 5 つの装置（装置 A ～ E）が知られている。

1 図 1 に概略図を示すように、光源として、白色光源であるハロゲンランプを使用し、それを干渉フィルタで分光することによって所定の波長の光を透光性容器に照射する装置（装置 A とする）。

2 特開平 8 - 1 2 2 2 4 7 に、光源としてレーザ素子あるいは発光ダイオード（L E D）素子を備えて、複数の波長域において吸光度を計測することの特徴とする分析装置の実施例が 3 つ開示されている。ここで、特開平 8 - 1 2 2 2 4 7 の明細書中、図 1 の実施例を装置 B、図 5 の実施例を装置 C、図 6 の実施例を装置 D とする。

20

3 特開平 1 1 - 2 9 5 2 1 9 に開示されたように、発光波長分布の異なる複数の発光ダイオード（L E D）を光源として使用し、その光源からの光を凹画回折格子を使用して分光する装置（装置 E とする）。

【 0 0 0 9 】

上記した装置 A ～ E によれば、1 つの収納部で複数の波長での測定が可能である。しかし、装置 A ～ E はそれぞれ以下の問題点を有している。

【 0 0 1 0 】

1 装置 A について

ハロゲンランプは発光ダイオード（L E D）と比べて非常に高価である。さらに、ハロゲンランプを駆動するための専用電源が必要となる。また、干渉フィルタ及びそれを動作させる駆動源、及びそれを制御する制御部が必要である。従って、装置 A は大型化し、また、光源として発光ダイオード（L E D）を用いた場合と比べて、非常に高価となる。

30

さらに、ハロゲンランプの出力波長の範囲は限られているため、その光を干渉フィルタで分光しても、ハロゲンランプの出力範囲外の波長の光を得ることはできない。一方、光源として発光ダイオード（L E D）を用いれば、必要となる波長を出力する発光ダイオード（L E D）を用いることによって、あらゆる波長の光を得ることができる。

また、装置 A では、図 1 に示すように、光検出器は 1 つだけであるため、この光検出器は、2 種以上の波長の光を検出する能力を備えている必要がある。すなわち、広範囲の波長に対応できる光検出器が必要となるため、高価な光検出器を使用することが必要となる。従って、装置 A では上記したように、装置が大型、複雑、高価であるという問題点が解決されていない。

40

【 0 0 1 1 】

2 装置 B について

装置 B では、光源として発光ダイオード（L E D）を用いることができるため、光源の低価格化を図ることはできる。

しかし、光検出器は 1 つだけであるため、前述したように、この光検出器は、2 種以上の波長の光を検出する能力を備えている必要がある。すなわち、広範囲の波長に対応できる光検出器が必要となるため、高価な光検出器を使用することが必要となる。

また、複数の光源が上下方向に並んで配置されているため、それぞれの光源が透光性容器

50

に光を照射する位置が異なっている。この装置で試料を分析するためには、透光性容器の、すべての照射位置に試料が満たされている必要がある。すなわち、必要となる試料の量が増加する。例えば血液凝固検査においては、患者の負担を減少させるために、患者から採取する血液は極少量にしなければならず、また、使用する試薬も非常に高価であるため、このような検体及び試薬の量の増加は許されない。

【 0 0 1 2 】

3 装置Cについて

装置Cでは、複数の光源から出た光を同一の光軸になるようにハーフミラーを配置したため、装置Bの問題点の1つである試料の量の増加を防ぐことができた。

しかし、ハーフミラーの設置には微妙な角度調整が必要となり、装置のメンテナンスに手間がかかってしまう。

また、光検出器は1つだけであるため、前述したように、この光検出器は、2種以上の波長の光を検出する能力を備えている必要がある。すなわち、広範囲の波長に対応できる光検出器が必要となるため、高価な光検出器を使用することが必要となる。

【 0 0 1 3 】

4 装置Dについて

装置Dでは、光源として、複数の異なる波長を任意のタイミングで独立に発生する多波長の発光素子を使用している。なお、この発光素子として、異なる波長数域を持つ発光素子を一基板上にマウントしたハイブリッド素子や、一チップ上に集積化した素子を使用している。

しかし、これらの発光素子はいずれも非常に高価であり、装置の低価格化が図れない。

【 0 0 1 4 】

5 装置Eについて

装置Eでは光源として複数の発光ダイオード（LED）を用いているため、光源の低価格化を図ることはできた。ところで、複数の発光ダイオード（LED）から所定の波長の光を得るために、回折格子を用いているが、回折格子は表面で迷光が生じる恐れがあるため、測定の信頼性が低下してしまうという問題点がある。

また、回折格子は精密性を要求される部品であるため、非常に高価である上に、回折格子の設置には微妙な角度調整が必要となり、装置のメンテナンスに手間がかかってしまう。

さらに、前述したように、装置Bにおいても、光検出器は1つだけであるため、この光検出器は、2種以上の波長の光を検出する能力を備えている必要がある。すなわち、広範囲の波長に対応できる光検出器が必要となる。

従って、装置Bにおいても、低価格化が充分とは言えず、また、測定結果の信頼性が低く、メンテナンスに手間がかかるという問題点がある。

【 0 0 1 5 】

本発明は上記問題点を鑑みてなされたものであり、安価で極めて単純な構造で、あらゆる範囲の波長の光源にも対応でき、光学系の微妙な調整の必要がなく、試料の量を増加させることのない液体試料分析ユニット及びそれを備えた自動液体試料分析装置を提供することを目的としている。

【 0 0 1 6 】

【課題を解決するための手段】

本発明は、透光性容器に供給された液体試料を光学的に測定する液体試料測定ユニットであって、透光性容器を着脱可能に収納する収納部と、前記収納部に収納された透光性容器に光を照射する第1の光源と、前記収納部に収納された透光性容器に、前記第1の光源と異なる波長の光を照射する第2の光源と、前記収納部に収納された透光性容器を介して、前記第1の光源又は前記第2の光源からの光を検出する光検出器と、透光性容器の位置を変更させる容器位置変更手段と、前記容器位置変更手段を制御する制御部とを備え、測定項目に応じて透光性容器の位置を、前記第1の光源からの光を検出するための第1の容器位置、及び、前記第2の光源からの光を検出するための第2の容器位置に変更させるよう制御することを特徴とする液体試料測定ユニットを提供するものである。

【 0 0 1 7 】

【 発明の実施の形態 】

本発明に用いられる透光性容器とは、通常サンプルチューブやキュベットと呼ばれるガラス製や樹脂製の小型容器をさし、特に形に制限はなく、円柱状や角柱状やそれらを組み合わせた形状のものが知られている。

【 0 0 1 8 】

本発明に用いられる複数の光源には、出力する波長域の狭い光源、例えば発光ダイオード（ＬＥＤ）、レーザ素子等が適宜その測定原理に応じて用いられる。また、複数の光源はそれぞれが異なる波長の光を照射するよう構成されている。但し、必ずしもすべての光源が異なる波長の光を照射する必要はなく、他の光源と異なる波長の光を照射する光源を１つでも備えていれば足りる。また、複数の光源は、例えば、全ての光源に発光ダイオード（ＬＥＤ）を用いてもよいし、発光ダイオード（ＬＥＤ）とレーザ素子の両方を用いることも可能である。

10

【 0 0 1 9 】

本発明に用いられる光検出器とは、光学的測定に用いられるものであれば良く、例えばフォトダイオード等が適宜その測定原理に応じて用いられる。光検出器は、図１２に示すように、１つの光検出器で前記複数の光源からの光をすべて検出するよう構成してもよいが、前記複数の光源のうち１つの光源に対応して１つの検出器で光を検出する方が、測定精度の面で好ましい。また、そうすることによって、前述したように、検出器に複数の出力波長の光を検出する能力が不要となり、安価な検出器を用いることも可能となる。すなわち、前記複数の光源と前記複数の光検出器は同数であることが好ましい。そして、透過光量の変化を検出する場合には、光源と光検出器とが透光性容器を挟んで直線上に互いに対向して配置され、散乱光量の変化を検出する場合には、光源と光検出器とが互いの光軸が透光性容器のほぼ中央で直交するように配置されることが好ましい。

20

【 0 0 2 0 】

本発明に用いられる容器位置変更手段とは、透光性容器を前記複数の光源と前記光検出器とを結びいずれかの光路上に透光性容器を移動できるように構成されていれば良く、例えば、ロボットアームで透光性容器を掴んで移動させたり、エアシリンダやステッピングモータ、ＤＣモータ等の動力を利用して移動させる方法が考えられる。移動方向は上下方向でも水平方向でも、斜め方向でも良いが、動作の安定性の面から、透光性容器を上下方向に所定の距離だけ移動させるよう構成されていることが好ましい。

30

【 0 0 2 1 】

また、後述する図３に示すように、液体試料分析装置は、試料の分析能力を向上させるため、検出ユニットが複数個設置されているのが通常である。そして、それぞれの検出部を近接して配置することによって、液体試料分析装置の小型化を図ることができる。ここで、例えば、光源及び光検出器を透光性容器の周りに同一平面上で配置すると、それぞれの検出ユニットを近接させることが難しくなる。また、光源及び光検出器を同一平面上に配置すると、配置することができる光源及び光検出器の数も限られてしまう。従って、光源及び光検出器は、それぞれ上下方向に一直線上に配置されていることが好ましい。

40

【 0 0 2 2 】

本発明に用いられる収納部とは、透光性容器を収納するもので、前記容器位置変更手段による透光性容器の移動を遮らないよう構成されている。

【 0 0 2 3 】

本発明はさらに前記収納部を外乱光から遮る開閉可能なカバーを備えていることが好ましい。

本発明に用いられるカバーとは、収納部の開口部分に開閉可能に設置され、光学的測定中に前記収納部に収納された透光性容器に外乱光が入らないようにするもので、これらの分析装置で通常用いられるものである。これによって、本発明に係る液体試料分析装置の測定精度を更に向上させることができる。

【 0 0 2 4 】

50

本発明はさらに前記容器位置変更手段及び／または前記カバーの動作を制御するための制御部を備えていることが好ましい。

制御部は公知のCPU等で実現することができ、これによって、本発明に係る液体試料分析装置を自動化することができる。

【0025】

【実施例】

以下図面を用いて本発明の液体試料分析装置の実施例として、血液凝固測定装置について説明をする。これによって本発明が限定されるものではなく、本発明は、2種以上の波長の光を検出する必要がある装置、例えば、免疫測定装置等にも使用できることは言うまでもない。

10

図2は本発明の実施例の血液凝固測定装置を示す図である。図3は本発明の実施例の血液凝固測定装置の内部構成を示す平面図である。測定装置本体1には、単波長検出部2と、多波長検出部3と、キュベットホルダ4と、試薬ラック6と、試料加温部8と、表示部10と操作部12と、印字部14と検体設置部16と、キュベット廃棄部18と、ピペット洗浄部20と、緊急検体設置部22とが設けられている。

【0026】

キュベットホルダ4には図4に示すような、透光性容器であるキュベット100が設置される。従って、キュベットホルダ4は有底の円筒部30を備えている。また、検体設置部16には、図5に示すような検体容器105を設置した検体ラック110が設置される。緊急検体設置部22は検体容器105が1本だけ設置できる構造となっており、検体設置部16に検体ラック110及び検体容器105が設置され測定されている場合でも、優先的に緊急検体を測定できるよう、制御部(図示せず)で制御される。また、試薬ラック6には、測定項目に応じて必要な試薬およびバッファ、洗浄剤が設置される。ここで試薬容器(図示せず)は、円柱形状が一般的である。従って、試薬ラック6は有底の円筒部32を備えている。また、試薬ラック6は、必要に応じて加熱/冷却される。ここで、加熱には電気ヒーター、ペルチェ素子などが、冷却には水冷機構、ペルチェ素子などが用いられる。

20

【0027】

また、測定装置本体1には、図示しないが、検体、試薬及びそれらを混合した試料を吸引、吐出するためのピペット及び、キュベット100を搬送し、所定の位置に設置するためのキュベット搬送部が設けられている。なお、これらは公知の機構で実現することができる。

30

【0028】

試料加温部8は試料を注入したキュベット100を設置するため、有底の円筒部を備えている。また、試料加温部8は電気ヒーター等によって、試料を約37度に調整するための加温部(図示せず)を備えている。なお、試料加温部8は複数の試料を同時に加温することによって検体の処理能力を上げるため、6個設けられている。

【0029】

単波長検出部2は、クロット法で、PT、APTT、Fbg、TTO、HPT等を測定するためのものであり、公知の検出器である。すなわち、単波長検出器2は有底の円筒部を備えている。また、その円筒部には波長660nmの発光ダイオード(LED)とフォトダイオードが備えられている。またフォトダイオードは発光ダイオード(LED)の光軸に対して垂直方向に設置されている。これによって、フォトダイオードは、散乱光を検出することができる。なお、これらの項目は基本項目であるため、ほとんどの検体で測定することが予想される。従って、複数の試料を同時に反応させ、測定することによって、検体の処理能力を上げるため、単波長検出部2は4個設けられている。

40

【0030】

次に、多波長検出部3について図6、図7および図11を参照して説明する。図6および図7は、多波長検出部3の円筒部の断面図であり、収納部52にキュベット100を着脱することが可能である。

50

さらに、図 6 は、合成基質法による A T I I I 測定時の断面図であり、図 7 は、免疫比濁法による D - D i m e r 測定時の断面図である。

【 0 0 3 1 】

また、本実施例においては、発光ダイオード (L E D) 4 0 の波長は 4 0 5 n m であり、発光ダイオード (L E D) 4 2 の波長は 5 7 5 n m である。また、発光ダイオード (L E D) 4 0 とフォトダイオード 4 6、発光ダイオード (L E D) 4 2 とフォトダイオード 4 8 はそれぞれ直線上に配置されている。ここで、発光ダイオード (L E D) 及びフォトダイオードは通常、基板上に配置する必要がある。本実施例では、発光ダイオード (L E D) 4 0 と発光ダイオード 4 2 と、フォトダイオード 4 6 とフォトダイオード 4 8 はそれぞれ同一平面上に配置されているため、同一の基板に配置することが可能となり、装置が小型化されている。

10

【 0 0 3 2 】

また、基台 4 4 の位置は D C モータ (図示せず) で移動させることができる。また、カバー 5 0 も D C モータ (図示せず) によって開閉することができる。

なお、基台 4 4 とカバー 5 0 は 1 つの D C モータで動作させることが可能である。その例を図 1 1 に示す。図 1 1 は本発明の実施例の血液凝固測定装置の容器位置変更手段及びカバーの開閉手段についての概略図である。すなわち、基台 4 4 は D C モータ 6 0 の動力がワイヤ 7 2 によって、プーリ 6 2、6 4、6 6 を介して伝達されることによって上下方向に移動し、同時に、カバー 5 0 は D C モータ 6 0 の動力がギア 6 8 を介して伝達されることによって水平方向に移動する。なお、カバー 7 0 には、D C モータ 6 0 の動力を伝達するための動力伝達部 7 4 と、キュベット 1 0 0 を収納部 5 2 に挿入するためのキュベット挿入孔 7 0 を備えている。

20

また、D C モータ 6 0 の動作を C P U 等の制御部 (図示せず) によって制御することもできる。

【 0 0 3 3 】

図 6 の状態において、波長 4 0 5 n m の発光ダイオード (L E D) 4 0 のみを照射することによって、フォトダイオード 4 6 で透過光を検出することができる。従って、例えば、合成基質法による A T I I I の測定が可能となる。

【 0 0 3 4 】

図 7 の状態において、波長 5 7 5 n m の発光ダイオード (L E D) 4 2 のみを照射することによって、フォトダイオード 4 8 で透過光を検出することができる。従って、例えば、免疫比濁法による D - D i m e r の測定が可能となる。

30

ここで、図 7 の状態において発光ダイオード (L E D) 4 0 のみを照射すれば前述した合成基質法による A T I I I の測定が可能となると考えられる。しかし、そのようにした場合、キュベット 1 0 0 に供給する検体及び試薬の量を増加させなければならない。発光ダイオード (L E D) 4 0 の照射位置が発光ダイオード (L E D) 4 2 の照射位置より上部に位置しているから、発光ダイオード (L E D) 4 0 からの光を試料に照射するためには、キュベット 1 0 0 内に大量に試料を供給しておく必要があるからである。例えば血液凝固検査においては、患者の負担を減少させるために、患者から採取する血液は極力少量にしなければならず、また、使用する試薬も非常に高価であるため、このような検体及び試薬の量の増加は許されない。

40

なお、D - D i m e r の測定においては、カバー 5 0 を閉じた状態とすることが、測定精度を向上するため、好ましい。

【 0 0 3 5 】

なお、測定項目は以上の 2 つの項目に限られるわけではなく、発光ダイオード (L E D) を 3 個以上設置することも可能であるし、上記と異なる波長の発光ダイオード (L E D) を用いることも可能である。また、透過光ではなく、散乱光を検出するよう、発光ダイオード (L E D) およびフォトダイオードを配置することも可能である。さらには発光ダイオード (L E D) ではなく、レーザ素子等を用いることも可能であり、その組み合わせによっては様々な項目が 1 つの検出部で測定できることとなる。

50

【 0 0 3 6 】

ピペット洗浄部 2 0 はピペットを洗浄するためのものであり、内部に洗浄剤を滞留し、ピペットが洗浄剤を吸引・吐出を繰り返すことによってピペットが洗浄される。これによって、検体、試薬のコンタミネーションを防ぐことができ、測定精度が向上する。なお、ピペット洗浄部 2 0 は従来から知られているものを使用できる。

【 0 0 3 7 】

キュベット廃棄部 1 8 は、キュベットを廃棄するための有孔の容器であり、測定の終了したキュベットはキュベット搬送部（図示せず）によって、搬送され、廃棄される。

【 0 0 3 8 】

表示部 1 0 は、装置の状況、測定結果等を表示するためのものである。操作部 1 2 は装置に命令を与えるための操作をする部分であり、本装置では、表示部 1 2 上でのタッチパネル方式となっている。また、印字部 1 4 は、測定結果等を紙に印刷し、排出するためのものである。これらはいずれも従来から知られた方法で実現できる。

10

【 0 0 3 9 】

次に図 2、図 3、図 6、図 7 を参照しながら、本装置における分析の流れを測定項目ごとに例を挙げて説明する。

【 0 0 4 0 】

1 P T 測定（クロット法）の場合

検体ラック 1 1 0 又は緊急検体設置部 2 2 に立てられた検体容器 1 0 5 内の検体である血漿はピペット（図示せず）によって吸引されて、キュベットホルダ 4 に立てられたキュベット 1 0 0 に 5 0 μ L だけ吐出される。キュベット搬送部（図示せず）は、上記キュベット 1 0 0 をいずれかの試料加温部 8 に移送する。上記キュベット 1 0 0 はここで 3 分間加温（インキュベーション）される。その後、キュベット搬送部（図示せず）によって上記キュベット 1 0 0 をいずれかの単波長検出部 2 に移送する。ここでピペット（図示せず）は、試薬ラック 3 2 に立てられた試薬容器（図示せず）から P T 試薬を吸引し、単波長検出部 2 に移送されたキュベット 1 0 0 に 1 0 0 μ L だけ吐出する。これにより、検体の反応が始まる。単波長検出部 2 は、反応による散乱光の変化を検知することによって、検体の反応時間を測定する。測定が終了すると、キュベット搬送部（図示せず）は、キュベット 1 0 0 をキュベット廃棄部 1 8 に移送する。なお、上記測定の流れを図 8 に簡単に示す。

20

30

【 0 0 4 1 】

2 A T I I I 測定（合成基質法）の場合

検体ラック 1 1 0 又は緊急検体設置部 2 2 に立てられた検体容器 1 0 5 内の検体である血漿はピペット（図示せず）によって吸引されて、キュベットホルダ 4 に立てられたキュベット 1 0 0 に 1 2 μ L だけ吐出される。また、ピペット（図示せず）は、試薬ラック 3 2 に立てられた試薬容器（図示せず）からオーレンペロナル緩衝液を吸引し、上記キュベット 1 0 0 に 1 2 0 μ L だけ吐出し、希釈試料を作成する。次にピペット（図示せず）は、上記作成した希釈試料を上記キュベット 1 0 0 から吸引し、別のキュベット 1 0 0 に 8 μ L だけ吐出する。さらに、ピペット（図示せず）は、オーレンペロナル緩衝液を 1 2 μ L だけ上記別のキュベット 1 0 0 に吐出することにより、2 段希釈試料を作成する。キュベット搬送部（図示せず）は、上記 2 段希釈試料を含むキュベット 1 0 0 をいずれかの試料加温部 8 に移送する。上記 2 段希釈試料を含むキュベット 1 0 0 はここで 3 0 秒間加温される。その後、ピペット（図示せず）は試薬容器（図示せず）から酵素剤を吸引し、上記 2 段希釈試料を含むキュベット 1 0 0 に 1 0 0 μ L だけ吐出し、さらに 1 分間加熱する。その後、キュベット搬送部（図示せず）によって上記 2 段希釈試料を含むキュベット 1 0 0 を多波長検出部 3 に移送する。多波長検出器 3 は、図 6 に示す状態になるよう制御部（図示せず）によって制御する。ここでピペット（図示せず）は、試薬容器（図示せず）から発色剤を吸引し、上記 2 段希釈試料を含むキュベット 1 0 0 に 1 0 0 μ L だけ吐出する。これにより、検体の反応が始まる。多波長検出部 3 は、反応による透過光の変化を検知する。測定が終了すると、キュベット搬送部（図示せず）は、上記 2 段希釈試料を含

40

50

むキュベット 100 をキュベット廃棄部 18 に移送する。なお、上記測定の流れを図 9 に簡単に示す。

【0042】

3 D-Dimer 測定（免疫比濁法）の場合

検体ラック 110 又は緊急検体設置部 22 に立てられた検体容器 105 内の検体である血漿はピペット（図示せず）によって吸引されて、キュベットホルダ 4 に立てられたキュベット 100 に 8 μ L だけ吐出される。また、ピペット（図示せず）は、試薬ラック 32 に立てられた試薬容器（図示せず）から希釈液を吸引し、上記キュベット 100 に 12 μ L だけ吐出する。キュベット搬送部（図示せず）は、上記キュベット 100 をいずれかの試料加温部 8 に移送する。上記キュベット 100 はここで 30 秒間加温される。ピペット（図示せず）は、試薬容器（図示せず）から安定化液を吸引し、上記キュベット 100 に 176 μ L だけ吐出する。上記キュベット 100 はその後 2 分間加温される。ピペット（図示せず）は、試薬容器（図示せず）からラテックス試薬を吸引し、上記キュベット 100 に 30 μ L だけ吐出する。上記キュベット 100 はその後 30 秒間加温される。その後、キュベット搬送部（図示せず）によって上記キュベット 100 を多波長検出部 3 に移送する。ここでピペット（図示せず）は、試薬容器（図示せず）から安定化液を吸引し、上記キュベット 100 に 4 μ L だけ吐出する。これにより、検体の反応が始まる。また、多波長検出器 3 は上記キュベット 100 に安定化液を吐出した後、図 7 に示す状態になるよう制御部（図示せず）によって制御する。多波長検出部 3 は、反応による透過光の変化を検知する。測定が終了すると、キュベット搬送部（図示せず）は、キュベット 100 をキュベット廃棄部 18 に移送する。なお、上記測定の流れを図 9 に簡単に示す。

【0043】

上記測定によって得られた測定結果は表示部 10 に表示したり、印字部 14 で印字したり、他のコンピュータにデータを送信すること等も可能である。

【0044】

【発明の効果】

本発明の分析装置では、上記したように 1 つの検出部で種々の測定項目の測定が可能であるため、分析装置が小型化されている。しかも、ハロゲンランプ、回折格子、ハーフミラー等を使用していないため、安価で極めて単純な構造で、あらゆる波長の光源にも対応でき、光学系の微妙な調整も必要としない。

また、透光性容器の位置を容器位置変更手段で変更させることによって、少量の試料及び試薬で測定をすることが可能となる。

更に、光源及び光検出器をそれぞれ一直線上に配置すれば、配置できる光源及び光検出器の数に制限がなくなり、かつ、液体試料分析装置を大型化させることもない。

【図面の簡単な説明】

【図 1】従来の装置の該略図である。

【図 2】本発明の実施例の血液凝固測定装置を示す図である。

【図 3】本発明の実施例の血液凝固測定装置の内部構成を示す平面図である。

【図 4】本発明の実施例で用いられる透光性容器であるキュベットの斜視図である。

【図 5】本発明の実施例で用いられる検体容器の斜視図である。

【図 6】本発明の実施例の血液凝固測定装置の多波長検出部 3 の円筒部の断面図であり、合成基質法による A T I I I 測定時の断面図である。

【図 7】本発明の実施例の血液凝固測定装置の多波長検出部 3 の円筒部の断面図であり、免疫比濁法による D - D i m e r 測定時の断面図である。

【図 8】本発明の実施例のクロット法による P T の測定の流れの概略図である。

【図 9】本発明の実施例の合成基質法による A T I I I の測定の流れの概略図である。

【図 10】本発明の実施例の免疫比濁法による D - D i m e r の測定の流れの概略図である。

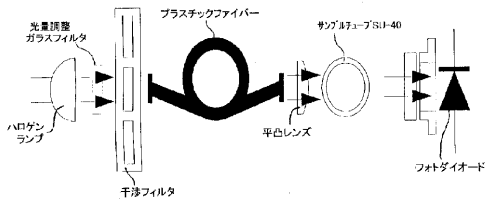
【図 11】本発明の実施例の血液凝固測定装置の容器位置変更手段及びカバーの開閉手段についての概略図である。

【図 1 2】本発明の実施の形態の概略図であり、1つの光検出器で複数の光源からの光をすべて検出するよう構成した場合である。

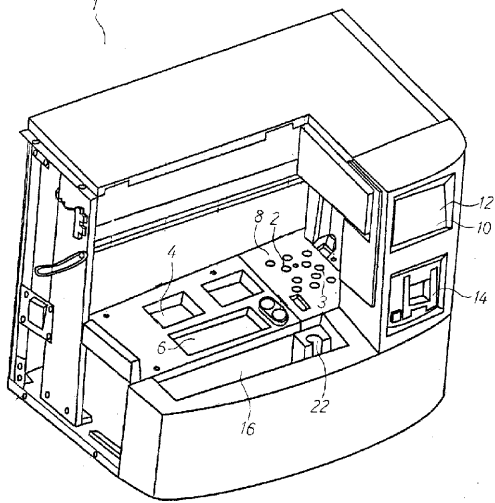
【符号の説明】

1	測定装置本体	
2	単波長検出部	
3	多波長検出部	
4	キュベットホルダ	
6	試薬ラック	
8	試料加温部	
10	表示部	10
12	操作部	
14	印字部	
16	検体設置部	
18	キュベット廃棄部	
20	ピペット洗浄部	
22	緊急検体設置部	
30	円筒部	
40、41、42、43	発光ダイオード (LED)	
44	基台	
46、47、48	フォトダイオード	20
50	カバー	
52、53	収納部	
60	DCモータ	
62、64、66	プーリ	
68	ギア	
70	キュベット挿入孔	
72	ワイヤ	
74	動力伝達部	
100	キュベット	
105	検体容器	30
110	検体ラック	

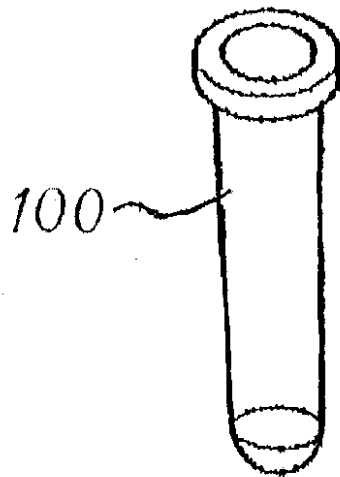
【図 1】



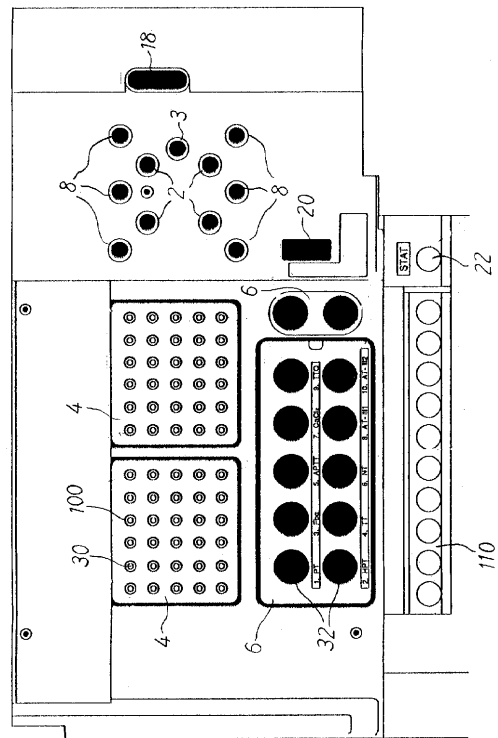
【図 2】



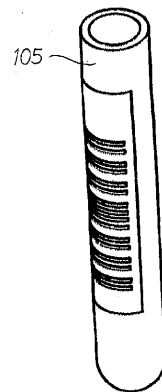
【図 4】



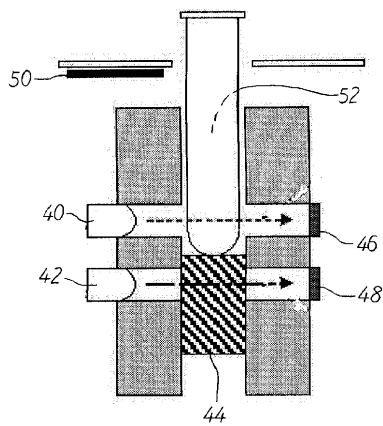
【図 3】



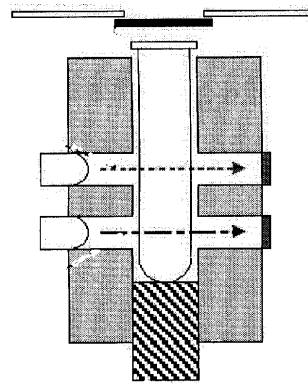
【図 5】



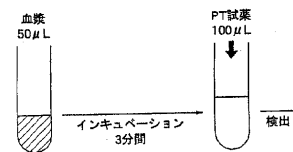
【図 6】



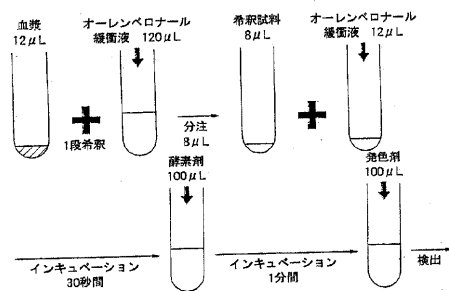
【図 7】



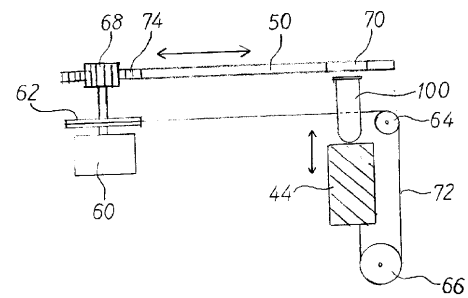
【図 8】



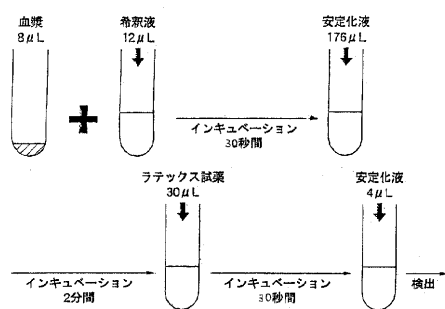
【図 9】



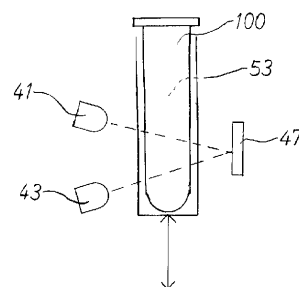
【図 11】



【図 10】



【図 12】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 1 N 21/77 (2006.01) G 0 1 N 21/77 B

審査官 福田 裕司

(56)参考文献 特開平 0 1 - 1 4 5 5 5 2 (J P , A)
特開平 0 1 - 1 3 4 2 3 4 (J P , A)
特開平 1 0 - 0 1 9 9 0 3 (J P , A)
実公平 0 5 - 0 4 0 4 4 7 (J P , Y 2)
特開平 0 8 - 2 9 7 0 8 7 (J P , A)
特開平 0 8 - 2 5 4 5 8 0 (J P , A)
実開昭 6 2 - 1 7 8 3 5 2 (J P , U)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

G01N 35/04
G01N 21/01
G01N 21/03
G01N 21/13
G01N 21/27
G01N 21/77