



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105229448 B

(45)授权公告日 2017. 11. 21

(21)申请号 201380075615.4

(22)申请日 2013.04.18

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105229448 A

(43)申请公布日 2016.01.06

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.10.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/061486 2013.04.18

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/170985 JA 2014.10.23

(73)专利权人 尼普洛株式会社

地址 日本大阪府大阪市北区本庄西3丁目9
番3号

专利权人 原田电子工业株式会社

(72)发明人 佐野嘉彦 原田证英

(74)专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理
有限公司 11205

代理人 杨文娟 臧建明

(51)Int.Cl.

G01N 21/59(2006.01)

G01N 21/05(2006.01)

G01N 33/49(2006.01)

(56)对比文件

WO 93/06456 A1, 1993.04.01,

WO 93/06456 A1, 1993.04.01,

WO 97/46866 A1, 1997.12.11,

CN 1171155 A, 1998.01.21,

JP 特表2011-528105 A, 2011.11.10,

CN 101236161 A, 2008.08.06,

审查员 张娟

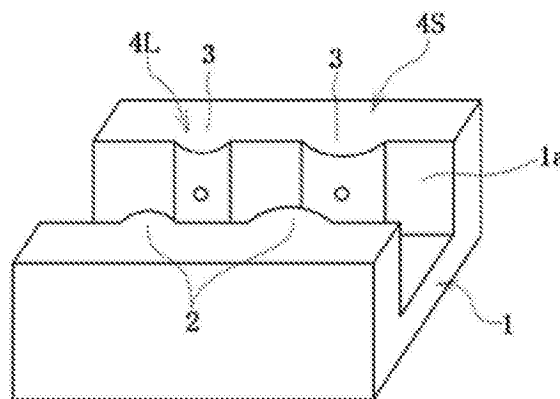
权利要求书1页 说明书13页 附图11页

(54)发明名称

流体浓度测定装置

(57)摘要

本发明提供一种流体浓度测定装置,包括:光源;受光元件,接收从光供给部位供给并穿过管路的壁内及管路内的流体内而来的光,并且输出表示光的强度的信号;光路距离设定部件,设定多个光供给部位与受光部位之间的光路距离;以及流体浓度输出部件,利用在这些多个光路距离的各个距离下的受光部位上的光的强度,根据朗伯-比尔定律,求出表示隔着所述各光路距离利用所述受光部位接收来自光供给部位的光时的光的强度与流体的浓度的关系的多个关系式,并根据多个光路距离下的关系式,利用受光部位上的光的强度求出流体的浓度并加以输出。本发明的目的在于高精度地测定在树脂管等具有透光性并且可变形的管壁的管路内流动的血液或药液等流体的浓度。



1. 一种流体浓度测定装置,对在树脂管内流动的流体的浓度进行测定,所述树脂管具有透光性并且至少一部份在直径方向上可压缩变形的连续的圆筒状管壁,所述流体浓度测定装置的特征在于包括:

光源,从所述树脂管的表面上的光供给部位向所述树脂管内供给光;

受光元件,利用相对于所述光供给部位而位于所述树脂管的直径方向上的相反侧的受光部位,接收从所述光供给部位供给并穿过所述树脂管的壁内及所述树脂管内的流体内而来的光,并输出表示所述光的强度的信号;

光路距离设定部件,当所述树脂管夹于所述光供给部位与所述受光部位之间时,通过压缩变形具有所述连续的圆筒状管壁的部份来设定多个所述光供给部位与所述受光部位之间的光路距离;以及

流体浓度输出部件,利用在这些多个光路距离的各个距离下的所述受光部位上的光的强度,根据朗伯-比尔定律,求出表示隔着所述多个光路距离的各个距离利用所述受光部位接收来自所述光供给部位的光时的光的强度与流体的浓度的关系的多个关系式,并根据所述多个光路距离下的关系式,利用所述受光部位上的光的强度求出流体的浓度并加以输出。

2. 根据权利要求1所述的流体浓度测定装置,其特征在于:所述光路距离设定部件包含多对间隔互不相同的所述光供给部位与所述受光部位的对,并通过选择性地使用这些光供给部位与受光部位的对来变更光路距离。

3. 根据权利要求1所述的流体浓度测定装置,其特征在于:所述光路距离设定部件是使相同的所述光供给部位与所述受光部位的间隔发生变化而变更这些部位之间的光路距离的部件。

4. 根据权利要求2所述的流体浓度测定装置,其特征在于:所述光路距离设定部件是使相同的所述光供给部位与所述受光部位的间隔发生变化而变更这些部位之间的光路距离的部件。

5. 根据权利要求1所述的流体浓度测定装置,其中所述流体浓度输出部件是使用预先求出并存储的表示在所述多个光路距离的各个距离下的受光部位上的光的强度与流体的浓度的关系的表,利用所述受光部位上的光的强度求出流体的浓度并加以输出的部件。

6. 根据权利要求2所述的流体浓度测定装置,其中所述流体浓度输出部件是使用预先求出并存储的表示在所述多个光路距离的各个距离下的受光部位上的光的强度与流体的浓度的关系的表,利用所述受光部位上的光的强度求出流体的浓度并加以输出的部件。

7. 根据权利要求3所述的流体浓度测定装置,其中所述流体浓度输出部件是使用预先求出并存储的表示在所述多个光路距离的各个距离下的受光部位上的光的强度与流体的浓度的关系的表,利用所述受光部位上的光的强度求出流体的浓度并加以输出的部件。

8. 根据权利要求4所述的流体浓度测定装置,其中所述流体浓度输出部件是使用预先求出并存储的表示在所述多个光路距离的各个距离下的受光部位上的光的强度与流体的浓度的关系的表,利用所述受光部位上的光的强度求出流体的浓度并加以输出的部件。

流体浓度测定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种根据朗伯-比尔定律 (Lambert-Beer law) 对在具有透光性并且可变形的管路内流动的流体的浓度进行测定的装置。

背景技术

[0002] 作为现有的流体浓度测定装置,例如已知有专利文献1所记载的测定装置,此处的测定方法及测定装置是测定作为对半导体晶片进行清洗处理的流体的处理液的浓度的方法及装置,在处理液供给配管的途中设置多个测定体,在各测定体内,设置使在处理液中穿过的光的光路长度不同的透光部,对与处理液的性质相对应的光路长度的透光部供给来自光源的光,在所述透光部中利用光检测器接收在处理液中透过光而调查所述光的强度,利用所述光的强度根据朗伯-比尔定律求出处理液的浓度。

[0003] [现有技术文献]

[0004] [专利文献]

[0005] [专利文献1]日本特开平10-325797号公报

发明内容

[0006] 发明所要解决的问题

[0007] 且说,在所述现有的流体浓度测定装置中,已严密地明确各透光部中的光路长度,因此可利用已预先设定好光路长度的算式容易地求出流体的浓度。另一方面,如果能够测定在例如树脂管 (tube) 等具有透光性并且可变形的管路内流动的血液或药液等流体的浓度,那么可以预料在医疗等领域内极为有用。

[0008] 但是,如果要将所述现有的装置应用于对在树脂管或玻璃管等透光性的管路内流动的血液或药液等流体进行的浓度测定,则需要使光穿过横穿透光性的管路的光路,然而成为光路长度的管路的内径及管路的壁厚均难以实际测量,特别是在管路为可变形的树脂管的情况下内径有可能因所述变形而发生变化,因此,这种情况下的血液或药液等的浓度的测定极为困难,以前实质上无法进行所述测定。

[0009] 因此,本申请发明人以前提出了如下的流体浓度测定装置,即,使来自相同的光源的光在多个部位横穿透光性的管路并在各个部位求出光的强度,由此利用根据朗伯-比尔定律的计算来去除管路的内径或壁厚的影响 (PCT/JP2013/54664号国际申请),但是在所述测定装置中在计算时将管壁内的光路的设定在各受光部位设定为与管壁成直角,而另一方面,实际的光路为倾斜地横穿管壁内,并且,其倾斜角因折射率的不同而各异,从而明确了在进一步提高计算精度方面存在改良的余地。

[0010] 解决问题的技术手段

[0011] 本发明是鉴于所述方面,通过相对于光供给部位将受光部位固定配置于管路的直径方向上的相反侧而使光路相对于管路的延伸方向维持成直角,来有利地解决现有的流体浓度测定装置的问题,本发明的流体浓度测定装置是对在具有透光性并且可变形的管壁的

管路内流动的流体的浓度进行测定的装置,包括:

[0012] 光源,从所述管路的表面上的光供给部位向所述管路内供给光;

[0013] 受光元件,利用相对于所述光供给部位而位于所述管路的直径方向上的相反侧的受光部位,接收从所述光供给部位供给并穿过所述管路的壁内及所述管路内的流体内而来的光,并且输出表示所述光的强度的信号;

[0014] 光路距离设定部件,设定多个所述光供给部位与所述受光部位之间的光路距离;以及

[0015] 流体浓度输出部件,利用在这些多个光路距离的各个距离下的所述受光部位上的光的强度,根据朗伯-比尔定律,求出表示隔着所述多个光路距离的各个距离利用所述受光部位接收来自所述光供给部位的光时的光的强度与流体的浓度的关系的多个关系式,并根据所述多个光路距离下的关系式,利用所述受光部位上的光的强度求出流体的浓度并加以输出。

[0016] 发明的效果

[0017] 关于所述本发明的流体浓度测定装置,是对在树脂管等具有透光性并且可变形的管壁的管路内流动的流体的浓度进行测定的装置,其中光源从所述管路的表面上的光供给部位向所述管路内供给光,受光元件利用相对于所述光供给部位而位于所述管路的直径方向上的相反侧的受光部位,接收所述经供给并与所述管路的延伸方向成直角地穿过所述管路的壁内及所述管路内的流体内而来的光,并且输出表示所述光的强度的信号,光路距离设定部件设定多个所述光供给部位与所述受光部位之间的光路距离,并且,流体浓度输出部件利用在这些多个光路距离的各个距离下的所述受光部位上的光的强度根据朗伯-比尔定律,求出表示隔着所述各光路距离,利用所述受光部位接收来自所述光供给部位的光时的光的强度与流体的浓度的关系的多个关系式,并根据所述多个光路距离下的关系式,利用所述受光部位上的光的强度求出流体的浓度并加以输出。

[0018] 因此,根据本发明的流体浓度测定装置,不对经过相对于管路的延伸方向倾斜地横穿所述管路的光路的光进行测定,因此可高精度地测定在树脂管等具有透光性并且可变形的管壁的管路内流动的血液或药液等的流体的浓度。

[0019] 再者,在本发明的流体浓度测定装置中,也可以是所述光路距离设定部件包含多对间隔互不相同的所述光供给部位与所述受光部位的对,通过选择性地使用这些光供给部位与受光部位的对来变更光路距离,这样一来,可不变更光路距离而设定多个光路距离,因此可缩短测定时间。

[0020] 并且,在本发明的流体浓度测定装置中,也可以是所述光路距离设定部件使相同的所述光供给部位与所述受光部位的间隔发生变化而变更这些部位之间的光路距离,这样一来,可任意设定光路距离,因此可容易地应对流体浓度的变化,而且,因为使用相同的元件作为光源或受光元件,所以还可以消除因光源或受光元件的不同所导致的测定误差。

[0021] 此外,在本发明的流体浓度测定装置中,也可以是所述光路距离设定部件包含多对间隔互不相同的所述光供给部位与所述受光部位的对,这些光供给部位与受光部位的对中的一对使相同的所述光供给部位与所述受光部位的间隔发生变化而变更这些部位之间的光路距离,这样一来,可通过使用变更光路距离的对来任意设定光路距离,因此可容易地应对流体浓度的变化,一旦关系式明确,便可通过使用光路距离固定的对来缩短测定时间,

从而可实质上实时连续地进行测定。

[0022] 而且,在本发明的流体浓度的测定装置中,也可以是所述流体浓度输出部件使用预先求出并存储的表示在这些多个光路距离的各个距离下的受光部位上的光的强度与流体的浓度的关系的表(table),利用所述受光部位上的光的强度求出流体的浓度并加以输出,如果使用这种表,可利用受光部位上的光的强度短时间且容易地求出流体的浓度并加以输出。

附图说明

[0023] 图1(a)~图1(c)是分别示意性地表示本发明的流体浓度测定装置的三种实施例的外观的说明图。

[0024] 图2是综合表示所述三种实施例的流体浓度测定装置的电气构成的框图。

[0025] 图3是将所述各实施例中的符号的说明与图1(c)的实施例的流体浓度测定装置的原理一并表示的说明图。

[0026] 图4是表示所述图1(a)的实施例的流体浓度测定装置的原理的说明图。

[0027] 图5是表示所述图1(b)的实施例的流体浓度测定装置的原理的说明图。

[0028] 图6是在关盖的状态下表示所述图1(b)的实施例的流体浓度测定装置的构成例的说明图。

[0029] 图7是在开盖的状态下表示所述图1(b)的实施例的流体浓度测定装置的构成例的说明图。

[0030] 图8是表示所述图1(b)的实施例的流体浓度测定装置的构成例的内部的发光单元与受光单元的说明图。

[0031] 图9是切去一部分而表示对所述图1(b)的实施例的流体浓度测定装置的构成例的内部的发光单元与受光单元的相对移动进行引导的引导机构的说明图。

[0032] 图10是表示对所述图1(b)的实施例的流体浓度测定装置的构成例的内部的发光单元与受光单元的相对间隔进行变更的马达驱动的曲柄机构的说明图。

[0033] 图11是表示对所述图1(b)的实施例的流体浓度测定装置的构成例的内部的发光单元与受光单元的相对间隔进行变更的凸轮板与曲柄机构的连结状态的说明图。

[0034] 图12是表示对所述图1(b)的实施例的流体浓度测定装置的构成例的内部的发光单元与受光单元的相对间隔进行变更的凸轮板的构成的说明图。

[0035] 符号的说明

[0036] 1:壳体

[0037] 1a:沟槽

[0038] 1b:盖

[0039] 2:发光单元

[0040] 2a、3a:凸轮从动件部

[0041] 3:受光单元

[0042] 4A:第1单元对

[0043] 4B:第2单元对

[0044] 4L:远距离发光受光单元对

- [0045] 4M:光路长可变发光受光单元对
- [0046] 4S:近距离发光受光单元对
- [0047] 11:发光元件驱动器
- [0048] 12:放大器
- [0049] 13:低通滤波器
- [0050] 14:模拟-数字转换器
- [0051] 15:CPU
- [0052] 16:马达驱动器
- [0053] 17:马达
- [0054] 18:光路距离变更机构
- [0055] 21:底座板
- [0056] 21a:突条
- [0057] 22:导杆
- [0058] 23:凸轮板
- [0059] 23a、23b:凸轮面
- [0060] 23c:导孔
- [0061] 24:曲柄臂
- [0062] 25:链结构件
- [0063] TB:树脂管
- [0064] BD:血液

具体实施方式

[0065] 以下,通过实施例,根据附图,对本发明的实施方式进行详细说明。在这里,图1(a)~图5是表示本发明的流体浓度测定装置的三种实施例中的流体浓度的测定原理及计算方法的说明图。

[0066] 即,图1(a)~图1(c)是分别示意性地表示本发明的流体浓度测定装置的三种实施例的外观的说明图,图1(a)~图1(c)所示的三种实施例的装置分别是对作为流体的血液的浓度进行测定的装置,所述作为流体的血液是在作为具有透光性并且可变形的管壁的管路的实质上透明的树脂管内流动。在这里,图1(a)所示的流体浓度测定装置包括两对发光受光单元对,所述两对发光受光单元对是以将未图示的树脂管夹于中间并使其在直径方向上压缩变形的方式而相向地固定于壳体1的沟槽1a的侧壁部的发光单元2与受光单元3的对,所述未图示的树脂管通入至在壳体1的中央部在图中为在左右方向上延伸的沟槽1a内,作为这些发光受光单元对,设定有两种,即,在发光单元2与受光单元3之间的光路距离为规定的近距离S的图中为右侧的近距离单元对4S,在发光单元2与受光单元3之间的光路距离为规定的远距离L的图中为左侧的远距离单元对4L。因此,所述两对发光受光单元对4S、4L作为光路距离设定部件而发挥作用。再者,两对发光受光单元对4S、4L也可以不相互邻接,优选的是以对测定几乎无影响的程度相互隔开。也可以设为当两对发光受光单元对4S、4L相互邻接时,在利用其中一对发光受光单元对4S、4L进行测定期间,不进行利用另一对发光受光单元对4S、4L的测定。

[0067] 并且,图1(b)所示的流体浓度测定装置包括一对发光受光单元对4M,所述发光受光单元对4M是以将未图示的树脂管夹于中间并使其在直径方向上压缩变形的方式而相向地配置于壳体1的沟槽1a的两侧壁部的、并且如图中以箭头所示在相互接近及隔开方向上可移动地支撑于壳体1上的发光单元2与受光单元3的对,所述未图示的树脂管通入至在壳体1的中央部在图中为在左右方向上延伸的沟槽1a内,此外,包括未图示的光路距离变更机构,所述光路距离变更机构使所述发光受光单元对4M的发光单元2与受光单元3向相互接近及隔开方向即树脂管的直径方向相对移动而变更这些发光单元2与受光单元3之间的光路距离。因此,所述光路距离变更机构作为光路距离设定部件而发挥作用。

[0068] 并且,图1(c)所示的流体浓度测定装置是使图1(a)所示的装置的半个部分与图1(b)所示的装置组合而成的装置,包括一对近距离单元对4S或远距离单元对4L作为发光受光单元对,所述发光受光单元对是以将未图示的树脂管夹于中间并使其在直径方向上压缩变形的方式而相向地固定于壳体1的沟槽1a的侧壁部的发光单元2与受光单元3的对,所述未图示的树脂管通入至在壳体1的中央部在图中为在左右方向上延伸的沟槽1a内,并且包括一对发光受光单元对4M,所述一对发光受光单元对4M是以将所述树脂管夹于中间并使其在直径方向上压缩变形的方式而相向地配置于壳体1的沟槽1a的侧壁部的、并且如图中以箭头所示在相互接近及隔开方向上可移动地支撑于壳体1上的发光单元2与受光单元3的对,此外,包括未图示的光路距离变更机构,所述光路距离变更机构使所述发光受光单元对4M的发光单元2与受光单元3向相互接近及隔开方向即树脂管的直径方向相对移动而变更这些发光单元2与受光单元3之间的光路距离。因此,所述光路距离变更机构及使距离固定的发光受光单元对4S、4L作为光路距离设定部件而发挥作用。

[0069] 在这里,发光单元2内置有作为光源的发光二极管(light-emitting diode,LED)或激光二极管(laser diode)等经供电而发光的发光元件,从位于树脂管的表面上的光供给部位将来自所述发光元件的光供给至树脂管内。并且,受光单元3内置有光电二极管(photodiode)或光电晶体管(phototransistor)等接收光而产生电的受光元件,接收从发光单元2供给并透过树脂管内而来的光,并输出与所述光的强度相对应的电气信号。关于这些发光单元2及受光单元3,作为动脉血的氧合血红蛋白(oxygenated hemoglobin)与静脉血的脱氧血红蛋白(deoxygenated hemoglobin)两个的吸光率几乎相等的光是发出及接收590nm附近的波长的光。

[0070] 图2是综合表示所述三种实施例的流体浓度测定装置的电气构成的框图,在图1(a)所示的装置中,图2所示的第1单元对4A与第2单元对4B中的一个为近距离单元对4S,另一个为远距离单元对4L,这些单元对4S、4L的光路距离为固定,因此不包含下述马达驱动器16、马达17及光路距离变更机构18。

[0071] 在图1(a)所示的装置中,从通过发光元件驱动器11而分别驱动的两个发光单元2内的发光元件所发出的光,透过夹于两对单元对4S、4L的发光单元2与受光单元3之间并在直径方向上经压缩变形的一根树脂管TB的与发光单元2相近之侧的管壁、在所述树脂管TB的内部流动的血液BD、以及远离发光单元2之侧(相反侧)即与受光单元3相近之侧的管壁,经过互不相同的固定距离的光路,分别被两个受光单元3内的受光元件所接收,两个受光单元3内的受光元件分别输出与所接收到的光的强度相对应的级别(level)的电气信号。

[0072] 两个受光单元3内的受光元件的输出信号分别经放大器12放大,通过低通滤波器

(low-pass filter) 13去除高频的噪声成分,并利用模拟-数字转换器(A/D(Analog to Digital)) 14从模拟信号转换成数字信号,而输入至中央处理单元(Central Processing Unit,CPU) 15。CPU 15对发光元件驱动器11的运行进行控制,优选的是使两对单元对4S、4L的发光单元2选择性地发光而避免相互干扰,并且利用在各个光路距离下的受光元件的输出信号,如后所述,求出树脂管TB内的血液BD的浓度,并输出表示所述浓度数据的信号。因此,CPU 15作为流体浓度输出部件而发挥作用。

[0073] 在图1(b)所示的装置中,图2所示的第1单元对4A是相向地配置于壳体1的沟槽1a的侧壁部的、并且在相互接近及隔开方向上可移动地支撑于壳体1上的发光单元2与受光单元3的对即发光受光单元对4M,由于不包含第2单元对4B,所以也不包含对来自所述第2单元对4B的受光单元3的受光元件的输出信号进行处理并发送至CPU 15的放大器12、低通滤波器13及A/D14,取而代之,因是第1单元对4A,而包含图2所示的马达驱动器16、马达17及光路距离变更机构18。

[0074] 作为流体浓度输出部件而发挥作用的CPU 15还对马达驱动器16发送控制信号,马达驱动器16根据所述控制信号对马达17发送驱动电流,马达17根据所述驱动电流使光路距离变更机构18运行,光路距离变更机构18以使第1单元对4A的发光单元2与受光单元3之间的光路距离在规定的远距离L与规定的近距离S之间进行变化的方式,来使发光单元2及受光单元3在相互接近及隔开方向上移动。作为这种光路距离变更机构18,例如除了利用凸轮使发光单元2与受光单元3中的至少一个,优选的是使两个同时在与另一个接近及隔开的方向上移动的下述凸轮机构以外,还可以利用任意机构,例如,使在两端部具有右旋螺纹的外螺纹及左旋螺纹的外螺纹的驱动轴旋转,而使分别具有与这些外螺纹螺合的内螺纹的发光单元2及受光单元3同时在与另一个接近及隔开的方向上移动的螺纹机构等。

[0075] 在图1(c)所示的装置中,图2所示的第1单元对4A是相向地配置于壳体1的沟槽1a的侧壁部的、并在相互接近及隔开方向上可移动地支撑于壳体1上的发光单元2与受光单元3的对即发光受光单元对4M,图2所示的第2单元对4B均为光路距离固定的近距离单元对4S或远距离单元对4L。

[0076] 图3是将所述各实施例中的符号的说明与图1(c)的实施例的流体浓度测定装置的原理一并进行表示的说明图,关于可动式的发光受光单元对(也称为光路长可变传感器)4M,当光路距离(光路长)为远距离L时,将树脂管的与发光单元2相近之侧的管壁的厚度设为 A_{lc1} (以下记作“ A_{lc1} ”),将树脂管的与受光单元3相近之侧的管壁的厚度设为 A_{lc2} (以下记作“ A_{lc2} ”),将这些管壁间的距离(管内径的短径)设为 AL_L ,当光路距离为近距离S时,作为即使稍微按压树脂管,管壁的厚度也不会发生改变的树脂管,将树脂管的与发光单元2相近之侧的管壁的厚度设为 A_{lc1} ,将树脂管的与受光单元3相近之侧的管壁的厚度设为 A_{lc2} ,将这些管壁间的距离设为 AL_S 。

[0077] 并且,将树脂管的与发光单元2相近之侧的管壁的吸光系数设为 $A_{\epsilon c1}$,将树脂管的与受光单元3相近之侧的管壁的吸光系数设为 $A_{\epsilon c2}$,将树脂管内的血液的吸光系数设为 ϵ_H ,将浓度设为 C_H ,当光路距离为远距离L时,将从发光单元2向树脂管的与发光单元2相近之侧的管壁的入光强度设为 AI_i ,将来自所述管壁的出光强度设为 AI_{L1} ,将来自血液的出光强度设为 AI_{L2} ,将从树脂管的与受光单元3相近之侧的管壁向受光单元3的出光强度设为 AI_{L0} ,将与受光单元3相连的放大器A的增益(gain)设为 G_A ,将所述放大器A的输出设为 RAI_{L0} ,另一方

面,当光路距离为近距离S时,将从发光单元2向树脂管的与发光单元2相近之侧的管壁的入光强度设为 AI_i ,将来自所述管壁的出光强度设为 AI_{S1} ,将来自血液的出光强度设为 AI_{S2} ,将从树脂管的与受光单元3相近之侧的管壁向受光单元3的出光强度设为 AI_{S0} ,将与受光单元3相连的放大器A的增益设为 G_A ,将所述放大器A的输出设为 RAI_{S0} 。

[0078] 此外,关于光路距离(光路长)为近距离S的固定式的发光受光单元对(也称为光路长固定传感器)4S,将树脂管的与发光单元2相近之侧的管壁的厚度设为 B_{Lc1} (以下记作“ B_{Lc1} ”),将树脂管的与受光单元3相近之侧的管壁的厚度设为 B_{Lc2} (以下记作“ B_{Lc2} ”),将这些管壁间的距离设为 BL_S 。并且,将树脂管的与发光单元2相近之侧的管壁的吸光系数设为 $B\epsilon_{C1}$,将树脂管的与受光单元3相近之侧的管壁的吸光系数设为 $B\epsilon_{C2}$,将树脂管内的血液的吸光系数设为 ϵ_H ,将浓度设为 C_H ,将从发光单元2向树脂管的与发光单元2相近之侧的管壁的入光强度设为 BI_i ,将来自所述管壁的出光强度设为 BI_{S1} ,将来自血液的出光强度设为 BI_{S2} ,将从树脂管的与受光单元3相近之侧的管壁向受光单元3的出光强度设为 BI_{S0} ,将与受光单元3相连的放大器A的增益设为 G_B ,将所述放大器A的输出设为 RBI_{S0} 。

[0079] 即,这些符号中,例如入光强度 AI_i 、 BI_i 的A、B表示两个传感器的区别(在光路长固定传感器为两个的情况下为这些传感器的区别,在光路长可变传感器及光路长固定传感器的情况下为这些传感器的区别),I表示光强度,i表示输入。出光强度 AI_{L0} 、 BI_{S0} 的A、B表示两个传感器的区别,I表示光强度,L表示远距离,S表示近距离,0表示输出。光强度 AI_{L1} 、 BI_{S2} 的A、B表示两个传感器的区别,I表示光强度,L表示远距离,S表示近距离,1、2表示获得所述光强度的位置。并且,管壁的吸光系数 $A\epsilon_{C1}$ 、 $B\epsilon_{C2}$ 的A、B表示两个传感器的区别, ϵ 表示吸光系数,C1表示与发光单元2相近之侧的管壁,C2表示与受光单元3相近之侧的管壁。并且,管壁厚度 Al_{C1} 、 Bl_{C2} 的A、B表示两个传感器的区别,l表示管壁厚度,C1表示与发光单元2相近之侧的管壁,C2表示与受光单元3相近之侧的管壁,管壁间距离 AL_L 、 BL_S 的A、B表示两个传感器的区别,第一个L表示管壁间距离,后面的L表示远距离,S表示近距离。此外,增益 G_A 、 G_B 的G表示包含受光元件的灵敏度在内的放大器的放大率,A、B表示两个传感器的区别,放大器输出 RAI_{S0} 、 RBI_{S0} 的R表示是实测值。

[0080] 图4表示图1(a)所示的实施例的流体浓度测定装置的运行原理,在所述实施例的装置中,存在固定光路长L的光路及固定光路长S的光路这两种光路,在这里,考虑到所述两种光路上的管壁厚度、管壁组成、入光强度、放大器的放大率有可能均不相同。

[0081] 首先,当对固定光路长L的传感器A进行考虑时,由朗伯-比尔的式子,变为下式:

[0082] [数式1]

$$[0083] \quad AI_{L1} = AI_i \times 10^{-A\epsilon_{C1} \cdot Al_{C1}} \dots (1)$$

$$[0084] \quad AI_{L2} = AI_{L1} \times 10^{-\epsilon_H \cdot C_H \cdot AL_L} \dots (2)$$

$$[0085] \quad AI_{L0} = AI_{L2} \times 10^{-A\epsilon_{C2} \cdot Al_{C2}} \dots (3)$$

$$[0086] \quad RAI_{L0} = AI_{L0} \times G_A \dots (4)$$

[0087] 由(1)式~(4)式,变为下式:

[0088] [数式2]

$$[0089] \quad AI_{LO} = \frac{RAI_{LO}}{G_A} = AII \times 10^{A\varepsilon_{C1} \cdot A\ell_{C1}} \times 10^{\varepsilon_H \cdot C_H \cdot AL_L} \times 10^{A\varepsilon_{C2} \cdot A\ell_{C2}} \dots (5)$$

[0090] 并且,当对固定光路长S的传感器B进行考虑时,同样地,变为下式:

[0091] [数式3]

$$[0092] \quad BI_{S1} = BII \times 10^{B\varepsilon_{C1} \cdot B\ell_{C1}} \dots (6)$$

$$[0093] \quad BI_{S2} = BI_{S1} \times 10^{\varepsilon_H \cdot C_H \cdot BL_S} \dots (7)$$

$$[0094] \quad BI_{SO} = BI_{S2} \times 10^{B\varepsilon_{C2} \cdot B\ell_{C2}} \dots (8)$$

$$[0095] \quad RBI_{SO} = BI_{SO} \times G_B \dots (9)$$

[0096] 由(6)式~(9)式,变为下式:

[0097] [数式4]

[0098]

$$BI_{SO} = \frac{RBI_{SO}}{G_B} = BII \times 10^{B\varepsilon_{C1} \cdot B\ell_{C1}} \times 10^{\varepsilon_H \cdot C_H \cdot BL_S} \times 10^{B\varepsilon_{C2} \cdot B\ell_{C2}} \dots (10)$$

[0099] 如果将(5)式除以(10)式,那么

[0100] [数式5]

$$[0101] \quad \frac{AI_{LO}}{BI_{SO}} = \frac{\frac{RAI_{LO}}{G_A}}{\frac{RBI_{SO}}{G_B}} = \frac{AII \times 10^{A\varepsilon_{C1} \cdot A\ell_{C1}} \times 10^{\varepsilon_H \cdot C_H \cdot AL_L} \times 10^{A\varepsilon_{C2} \cdot A\ell_{C2}}}{BII \times 10^{B\varepsilon_{C1} \cdot B\ell_{C1}} \times 10^{\varepsilon_H \cdot C_H \cdot BL_S} \times 10^{B\varepsilon_{C2} \cdot B\ell_{C2}}}$$

[0102] 因此,

$$[0103] \quad \frac{RAI_{LO}}{RBI_{SO}} = \frac{G_A}{G_B} \times \frac{AII}{BII} \times \frac{10^{A\varepsilon_{C1} \cdot A\ell_{C1}} \times 10^{\varepsilon_H \cdot C_H \cdot AL_L} \times 10^{A\varepsilon_{C2} \cdot A\ell_{C2}}}{10^{B\varepsilon_{C1} \cdot B\ell_{C1}} \times 10^{\varepsilon_H \cdot C_H \cdot BL_S} \times 10^{B\varepsilon_{C2} \cdot B\ell_{C2}}}$$

[0104] 如果设为 $AL_L - BL_S = DL$ 而取两边的对数,那么变为下式:

[0105] [数式6]

$$[0106] \quad \log\left(\frac{RAI_{LO}}{RBI_{SO}}\right) = \log\left(\frac{G_A}{G_B}\right) + \log\left(\frac{AII}{BII}\right) + \varepsilon_H \cdot C_H \cdot DL + A\varepsilon_{C1} \cdot A\ell_{C1} + A\varepsilon_{C2} \cdot A\ell_{C2} - B\varepsilon_{C1} \cdot B\ell_{C1} - B\varepsilon_{C2} \cdot B\ell_{C2}$$

[0107] 在这里,关于右边,除了三个项 $\varepsilon_H \cdot C_H \cdot DL$ 以外均为常数,所以如果将这些项设为K,则所述式子可由下式表示:

[0108] [数式7]

$$[0109] \quad \log\left(\frac{RAI_{LO}}{RBI_{SO}}\right) = \varepsilon_H \cdot C_H \cdot DL + K$$

[0110] 因此,树脂管内的血液浓度 C_H 可通过下式而求出:

[0111] [数式8]

$$[0112] \quad C_H = \frac{1}{\varepsilon_H \cdot DL} \left(\log \frac{RAI_{LO}}{RBI_{SO}} - K \right) \quad \dots (11)$$

[0113] 其中,

$$[0114] \quad K = \log \frac{G_A}{G_B} + \log \frac{AII}{BII} + A\varepsilon_{C1} \cdot A\ell_{C1} + A\varepsilon_{C2} \cdot A\ell_{C2} - B\varepsilon_{C1} \cdot B\ell_{C1} - B\varepsilon_{C2} \cdot B\ell_{C2}$$

[0115] 再者,由于传感器A、B之间在所述实施例的装置中为1cm左右,所以当视为管壁吸光系数 $A\varepsilon_{C1}$ 、 $A\varepsilon_{C2}$ 、 $B\varepsilon_{C1}$ 、 $B\varepsilon_{C2}$ 彼此相等,管壁厚度 $A\ell_{C1}$ 、 $A\ell_{C2}$ 、 $B\ell_{C1}$ 、 $B\ell_{C2}$ 也彼此相等时,可形成为下式:

[0116] [数式9]

$$[0117] \quad K = \log \frac{G_A}{G_B} + \log \frac{AII}{BII}$$

[0118] 并且,在所述实施例的装置中,DL例如可设定为0.5mm。

[0119] (11)式中的K是将输入光强度差、放大率差、管壁厚度差及管壁组成差全部包含在内的值,因此表示一旦代入从外部另外求出的正确的血液浓度 C_H 的值而算出K,便可将所述装置的测定输出修正为正确的值。

[0120] 图5表示图1(b)所示的实施例的流体浓度测定装置的运行原理,在所述实施例的装置中,存在具有可变光路长的一个光路,并在所述一个光路上通过光路距离变更机构18机械性地制作出两种光路长L、S,所以可在管壁厚度、管壁组成、入光强度、放大器的放大率均相同而只有光路长不同的两种条件下测定数据。因此,可在测定期间不进行维护而获得高精度的浓度测定值。

[0121] 首先,当对设为光路长L的情况进行考虑时,由朗伯-比尔的式子,变为下式:

[0122] [数式10]

$$[0123] \quad AI_{L1} = AII \times 10^{A\varepsilon_{C1} \cdot A\ell_{C1}} \quad \dots (12)$$

$$[0124] \quad AI_{L2} = AI_{L1} \times 10^{\varepsilon_H \cdot C_H \cdot AL_L} \quad \dots (13)$$

$$[0125] \quad AI_{LO} = AI_{L2} \times 10^{A\varepsilon_{C2} \cdot A\ell_{C2}} \quad \dots (14)$$

$$[0126] \quad RAI_{LO} = AI_{LO} \times G_A \quad \dots (15)$$

[0127] 由(12)式~(15)式,变为下式:

[0128] [数式11]

$$[0129] \quad AI_{LO} = \frac{RAI_{LO}}{G_A} = AII \times 10^{A\varepsilon_{C1} \cdot A\ell_{C1}} \times 10^{\varepsilon_H \cdot C_H \cdot AL_L} \times 10^{A\varepsilon_{C2} \cdot A\ell_{C2}} \quad \dots (16)$$

[0130] 并且,当对设为光路长S的情况进行考虑时,同样地,变为下式:

[0131] [数式12]

$$[0132] \quad AI_{S1} = AI_i \times 10^{A\epsilon_{C1} \cdot A\ell_{C1}} \dots (17)$$

$$[0133] \quad AI_{S2} = AI_{S1} \times 10^{\epsilon_H \cdot C_H \cdot AL_S} \dots (18)$$

$$[0134] \quad AI_{SO} = AI_{S2} \times 10^{A\epsilon_{C2} \cdot A\ell_{C2}} \dots (19)$$

$$[0135] \quad RAI_{SO} = AI_{SO} \times G_A \dots (20)。$$

[0136] 由(6)式~(9)式,变为下式:

[0137] [数式13]

$$[0138] \quad AI_{SO} = \frac{RAI_{SO}}{G_A} = AI_i \times 10^{A\epsilon_{C1} \cdot A\ell_{C1}} \times 10^{\epsilon_H \cdot C_H \cdot AL_S} \times 10^{A\epsilon_{C2} \cdot A\ell_{C2}} \dots (21)。$$

[0139] 如果将(16)式除以(21)式,那么

[0140] [数式14]

$$[0141] \quad \frac{AI_{LO}}{AI_{SO}} = \frac{\frac{RAI_{LO}}{G_A}}{\frac{RAI_{SO}}{G_A}} = \frac{AI_i \times 10^{A\epsilon_{C1} \cdot A\ell_{C1}} \times 10^{\epsilon_H \cdot C_H \cdot AL_L} \times 10^{A\epsilon_{C2} \cdot A\ell_{C2}}}{AI_i \times 10^{A\epsilon_{C1} \cdot A\ell_{C1}} \times 10^{\epsilon_H \cdot C_H \cdot AL_S} \times 10^{A\epsilon_{C2} \cdot A\ell_{C2}}},$$

[0142] 因此,

$$[0143] \quad \frac{RAI_{LO}}{RAI_{SO}} = 10^{\epsilon_H \cdot C_H \cdot (AL_L - AL_S)}。$$

[0144] 如果设为 $AL_L - AL_S = DL$ 而取两边的对数,那么变为下式:

[0145] [数式15]

$$[0146] \quad \log\left(\frac{RAI_{LO}}{RAI_{SO}}\right) = \epsilon_H \cdot C_H \cdot DL。$$

[0147] 因此,树脂管内的血液浓度 C_H 可通过下式而求出:

[0148] [数式16]

$$[0149] \quad C_H = \frac{1}{\epsilon_H \cdot DL} \left(\log \frac{RAI_{LO}}{RAI_{SO}} \right) \dots (22)。$$

[0150] 所述(22)式是表示利用通过对光路距离 L 与光路距离 S 进行切换而测定所得的放大器输出 RAI_{LO} 、 RAI_{SO} 来获得血液浓度 C_H ,从而不受输入光强度差或管壁组成差的影响。但是,每次测定都需要进行光路长的切换。

[0151] 图3如上所述,表示图1(c)所示的实施例的流体浓度测定装置的运行原理,所述实施例的装置包括图2中左侧所示的在树脂管内设定光路距离 L 及 S 的光路的一对可变光路长

的作为第1单元对4A的单元对4M(光路长可变传感器(A))、以及图2中右侧所示的在树脂管内设定光路距离L或S的光路的一对固定光路长的作为第2单元对4B的单元对4L或4S(光路长固定传感器(B))，此外，为了使单元对4M的发光单元2与受光单元3之间的距离发生变化而设定所述光路距离L及S的光路，与图1(b)所示的实施例的装置同样地，包括马达驱动器16、马达17及光路距离变更机构18。

[0152] 并且，所述图1(c)所示的实施例的流体浓度测定装置中，首先在步骤S1中，利用可变光路长的单元对4M设定光路距离L及S的光路，除了树脂管内的管壁间距离以外，通过相同的条件进行高精度测定而求出修正数据之后，在步骤S2中，当第2单元对为远距离L的光路长单元4L时将单元对4M的光路长固定为近距离S，当第2单元对为近距离S的光路长单元4S时将第1单元对4M的光路长固定为远距离L，从而与图1(a)所示的装置同样地构成，利用先求出的修正数据进行接下来的测定。根据所述图1(c)所示的实施例的装置，不需要每次测定都切换两种光路长，而且可在装置内部获得修正数据，因此可连续地进行高精度的测定。

[0153] 即，在所述步骤S1中，由于是与图1(b)所示的实施例的装置相同的构成，因此利用单元对4M的两种光路长下的测定值通过(22)式而获得血液浓度 C_H 。

[0154] [数式17]

$$[0155] \quad C_H = \frac{1}{\epsilon_H \cdot DL} \left(\log \frac{RAI_{LO}}{RAI_{SO}} \right)$$

[0156] 并且，在所述步骤S2中，由于是与图1(a)所示的实施例的装置相同的构成，因此例如利用光路长L的单元对4M的测定值与光路长S的单元对4S的测定值通过(11)式而获得血液浓度 C_H 。

[0157] [数式18]

$$[0158] \quad C_H = \frac{1}{\epsilon_H \cdot DL} \left(\log \frac{RAI_{LO}}{RBI_{SO}} - K \right)$$

[0159] 如果使这些式子联立，那么

[0160] [数式19]

$$[0161] \quad \log \left(\frac{RAI_{LO}}{RAI_{SO}} \right) = \log \left(\frac{RAI_{LO}}{RBI_{SO}} \right) - K$$

[0162] 因此，变为下式：

$$\begin{aligned}
 K &= \log \left(\frac{RAI_{LO}}{RBI_{SO}} \right) - \log \left(\frac{RAI_{LO}}{RAI_{SO}} \right) \\
 [0163] \quad &= \log \left(\frac{\frac{RAI_{LO}}{RBI_{SO}}}{\frac{RAI_{LO}}{RAI_{SO}}} \right) \\
 &= \log \left(\frac{RAI_{SO}}{RBI_{SO}} \right)
 \end{aligned}$$

[0164] 由此,可求出修正系数K而用于步骤S2中的测定。

[0165] 图6是在关盖的状态下表示所述图1 (b) 的实施例的流体浓度测定装置的更具体的构成例的说明图,并且,图7是在开盖的状态下表示所述构成例的流体浓度测定装置的说明图,所述构成例的装置包括壳体1,并且包括一对发光受光单元对4M(在图6、7中只表示受光单元3),所述壳体1可利用铰链来使盖1b打开或关闭,并包含沟槽1a,所述沟槽1a在打开所述盖1b的状态下在中央部在图中为倾斜地在左右方向上延伸,所述一对发光受光单元对4M是相向配置于所述壳体1的沟槽1a的两侧壁部的、并且在相互接近及隔开方向上可移动地支撑于壳体1上的发光单元2与受光单元3的对。

[0166] 图8是表示构成例的流体浓度测定装置的内部的发光单元2与受光单元3的对的说明图,并且,图9是切去一部分而表示对所述构成例的流体浓度测定装置的内部的发光单元2与受光单元3的相对移动进行引导的引导机构的说明图,在这里,省略表示对发光单元2与受光单元3的对进行覆盖并且形成沟槽1a的壳体1的盖板(deck)部分。在固定于所述壳体1的内部的底座板21上,如图9所示固定有两根导杆22,发光单元2与受光单元3在彼此相向的状态下各自滑动自如地嵌合于这些导杆22,从而可向相互接近及隔开方向即向树脂管的直径方向相对移动。而且,在所述底座板21的下方,沿所述底座板21的下表面在与导杆22的延伸方向正交的沟槽1a的延伸方向上可滑动地配置有凸轮板23。

[0167] 图10是表示对所述构成例的流体浓度测定装置的内部的发光单元与受光单元的相对间隔进行变更的马达驱动的曲柄机构的说明图,并且,图11是表示所述构成例的流体浓度测定装置的内部的凸轮板与曲柄机构的连结状态的说明图,而且,图12是表示所述构成例的流体浓度测定装置的凸轮板的构成的说明图。如图10中以从背侧观察的状态所示,在收容固定于壳体1的内部的包含带有减速器的伺服马达的马达17的输出轴上固定有曲柄臂24的基部,所述曲柄臂24的前端部如图11所示经由链结(link)构件25连结于所述的凸轮板23的一端部,从而构成使凸轮板23朝向壳体1的沟槽1a的延伸方向进退移动的曲柄机构。

[0168] 图12是表示对所述构成例的流体浓度测定装置的内部的发光单元与受光单元的相对间隔进行变更的凸轮板的构成的说明图,这里的凸轮板23包括在凸轮板23的图中为处

于上下位置的两侧部附近且朝向彼此相向的方向成对的两对凸轮面23a、23b、以及在凸轮板23的中央部在图中为向左右方向延伸的导孔23c,成为其中一对的凸轮面23a之间的距离稍大于成为另一对的凸轮面23b之间的距离,这些距离的差对应于较远的管壁间距离 AL_L 与较近的管壁间距离 AL_S 的差 DL 。

[0169] 并且,凸轮板23的各侧部附近凸轮面23a、23b通过曲面而彼此平滑地相连,在所述两对凸轮面23a、23b上,突设于发光单元2及受光单元3的各自的下端部的凸轮从动件(cam follower)部2a、3a的突曲面分别相对向,而滑接于凸轮面23a、23b。再者,在发光单元2与受光单元3之间介插有未图示的压缩弹簧,所述压缩弹簧始终朝向使发光单元2与受光单元3相互隔开的方向施力,从而维持着凸轮从动件部2a、3a的突曲面与凸轮面23a、23b的滑接,利用这些构件构成凸轮机构。

[0170] 并且,在凸轮板23的中央部的导孔23c中,滑动自如地嵌合有从底座板21的下表面突出的突条21a,由此构成对凸轮板23朝向壳体1的沟槽1a的延伸方向的移动进行引导的引导机构,利用这些曲柄机构、凸轮机构及引导机构,构成使发光单元2与受光单元3之间的光路距离在较远的距离与较近的距离之间变更的光路距离变更机构。

[0171] 在所述构成例的流体浓度测定装置中,如果马达17使曲柄臂24转动至规定的位置为止,那么链结构件25使凸轮板23朝向壳体1的沟槽1a的延伸方向,进退移动至突设于发光单元2及受光单元3的各自的下端部的凸轮从动件部2a、3a的突曲面抵接于凸轮面23a或凸轮面23b的位置为止,从而将发光单元2与受光单元3之间的光路距离设定为较远的规定距离或较近的规定距离。因此,根据所述构成例,可构成图1(b)所示的实施例的流体浓度测定装置的机构部分,从而进行高精度的血液浓度测定。

[0172] 以上,已根据图示例进行说明,但是本发明并不限于所述示例,在专利权利要求的记载范围内可进行适当变更,例如在所述实施例的装置中,是CPU 15根据受光单元3中的光的强度进行运算处理而求出血液浓度,并将其输出,但是也可以取而代之,设为使用预先求出并存储的表示在所述多个光路距离的各个距离下的受光部位上的光的强度与流体的浓度的关系的表,利用所述受光部位上的光的强度求出流体的浓度并加以输出。

[0173] 并且,在所述实施例的装置中,作为动脉血的氧合血红蛋白与静脉血的脱氧血红蛋白这两个的吸光率大致相等的光是使用590nm附近的波长的光,但是也可以取而代之,例如使用520nm、550nm、570nm或805nm附近的波长的光。

[0174] 此外,在所述实施例的装置中,是测定作为液体的血液的浓度,但是也取而代之,用于其它液体的浓度测定,这时,如果选择所述液体的吸收率高的波长的光作为从光源供给的光,那么对应于管壁的厚度等,受光部位上的光的强度容易产生差异,因而优选。

[0175] 而且,在所述实施例的装置中,是在两种光路距离下利用光供给部位供给光,并利用受光部位接收所述光而求出光的强度,但是也可以取而代之,设定三种以上的光路距离而分别利用受光部位求出光的强度,这样一来,可通过使所获得的结果平均化等而进一步提高测定精度。

[0176] 产业上的可利用性

[0177] 这样一来,根据本发明的流体浓度测定装置法,不对经过相对于管路的延伸方向倾斜地横穿所述管路的光路的光进行测定,所以可高精度地测定在树脂管等具有透光性并且可变形的管壁的管路内流动的血液或药液等流体的浓度。

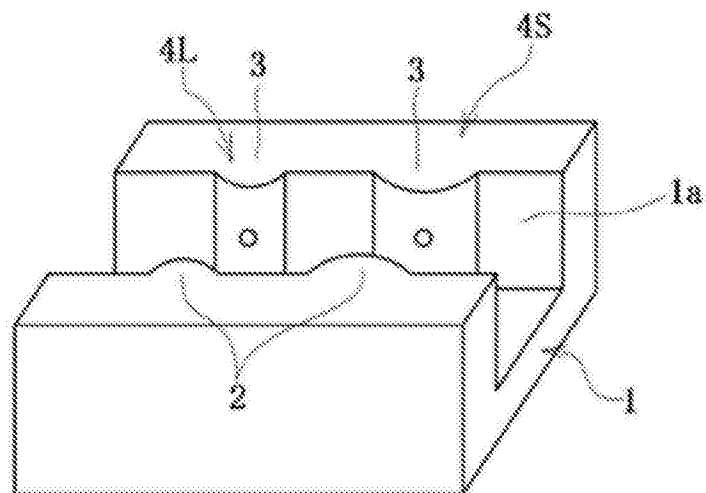


图1 (a)

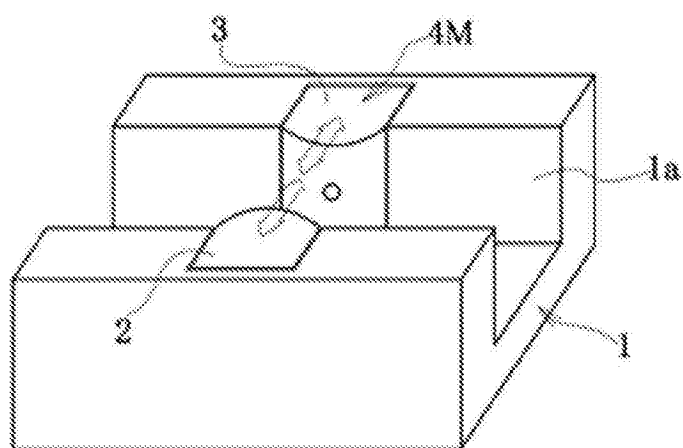


图1 (b)

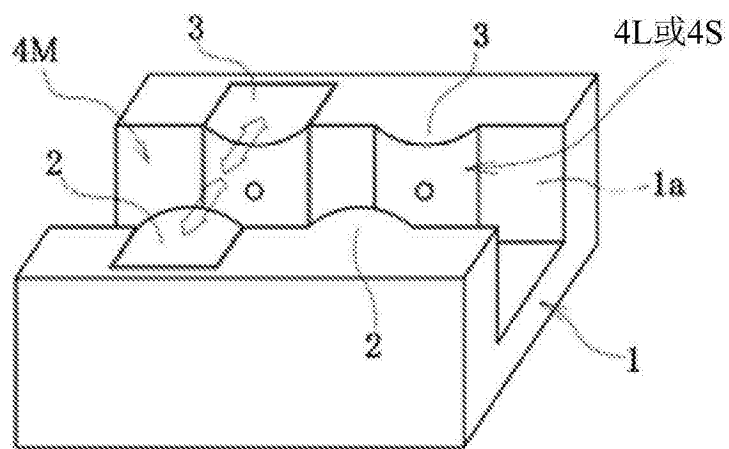


图1 (c)

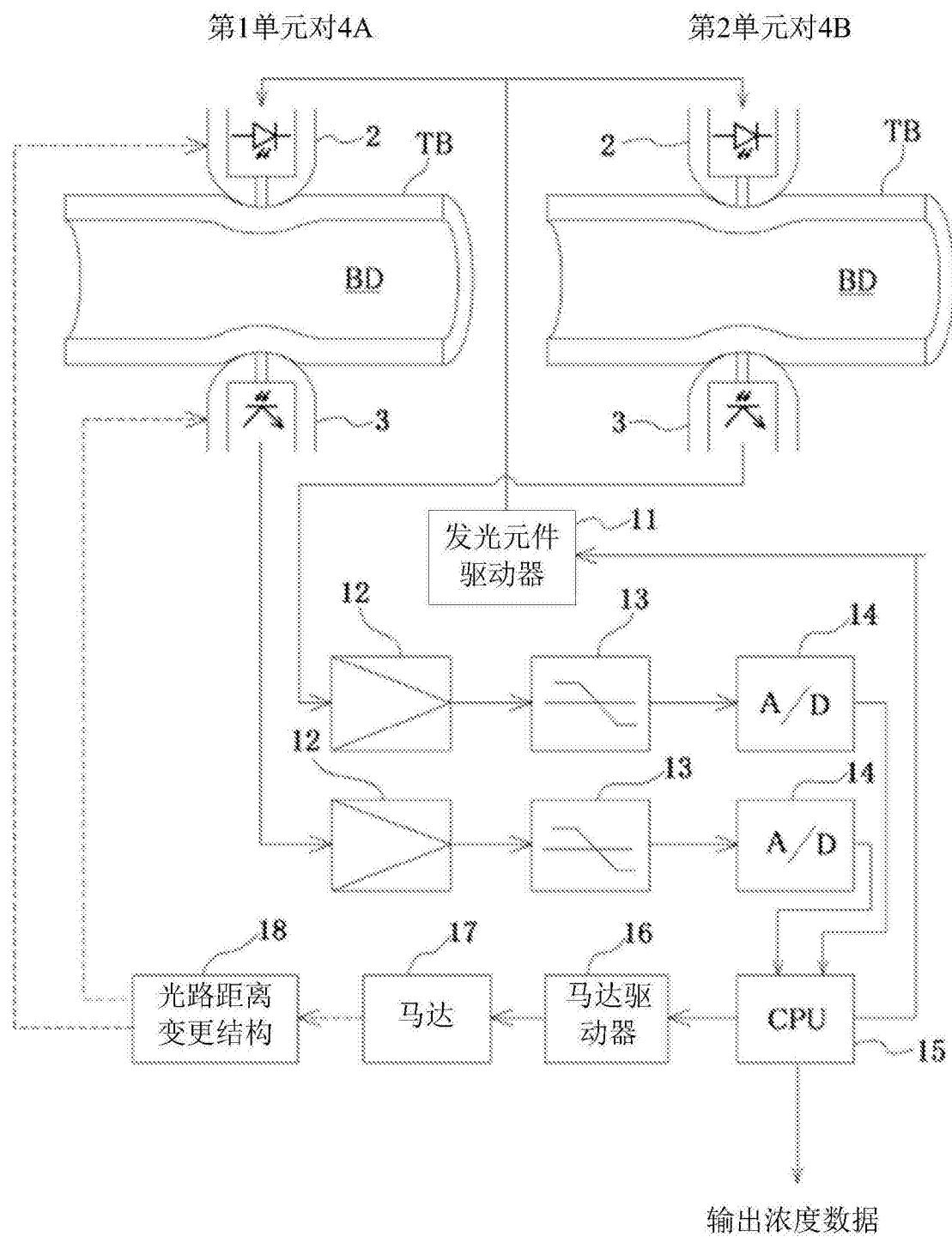


图2

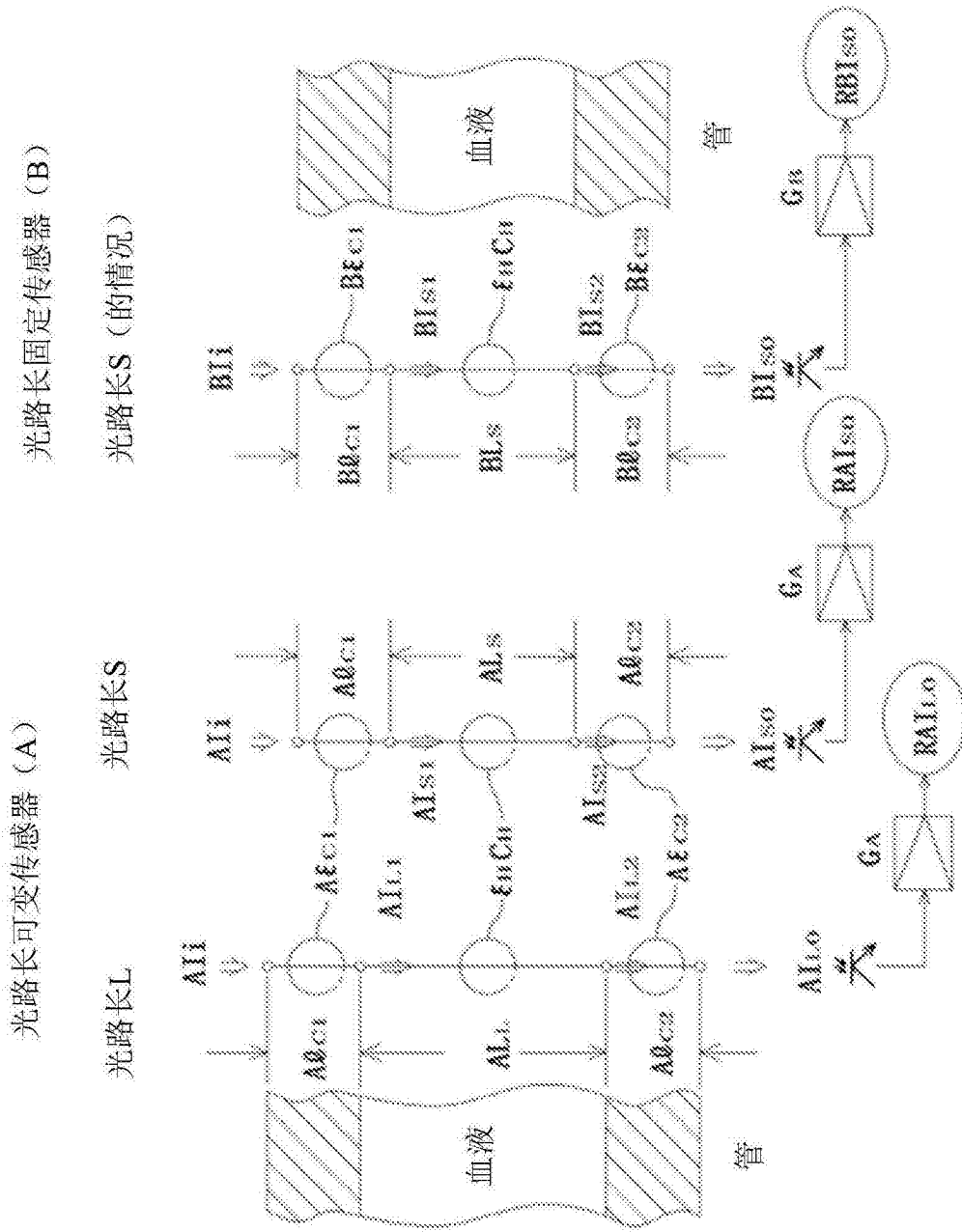


图3

固定光路长L

固定光路长S

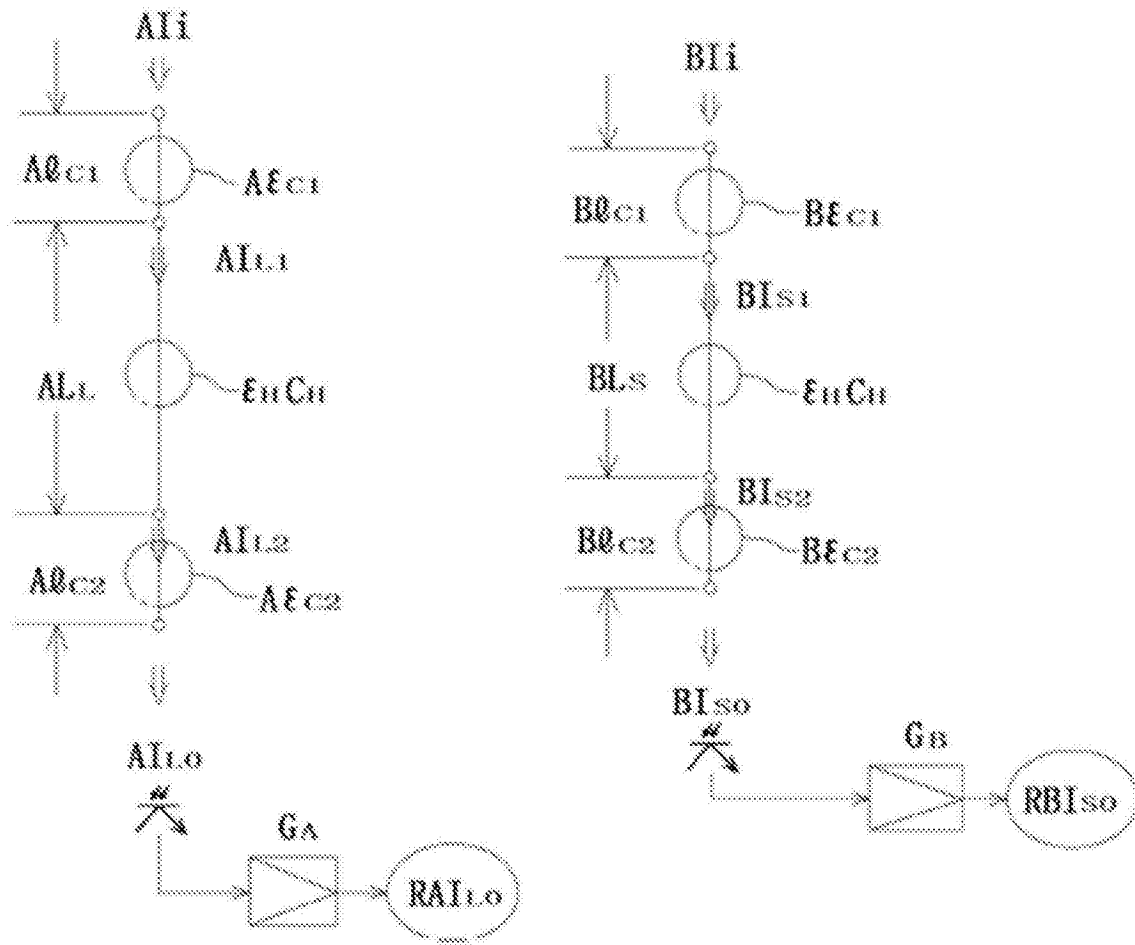


图4

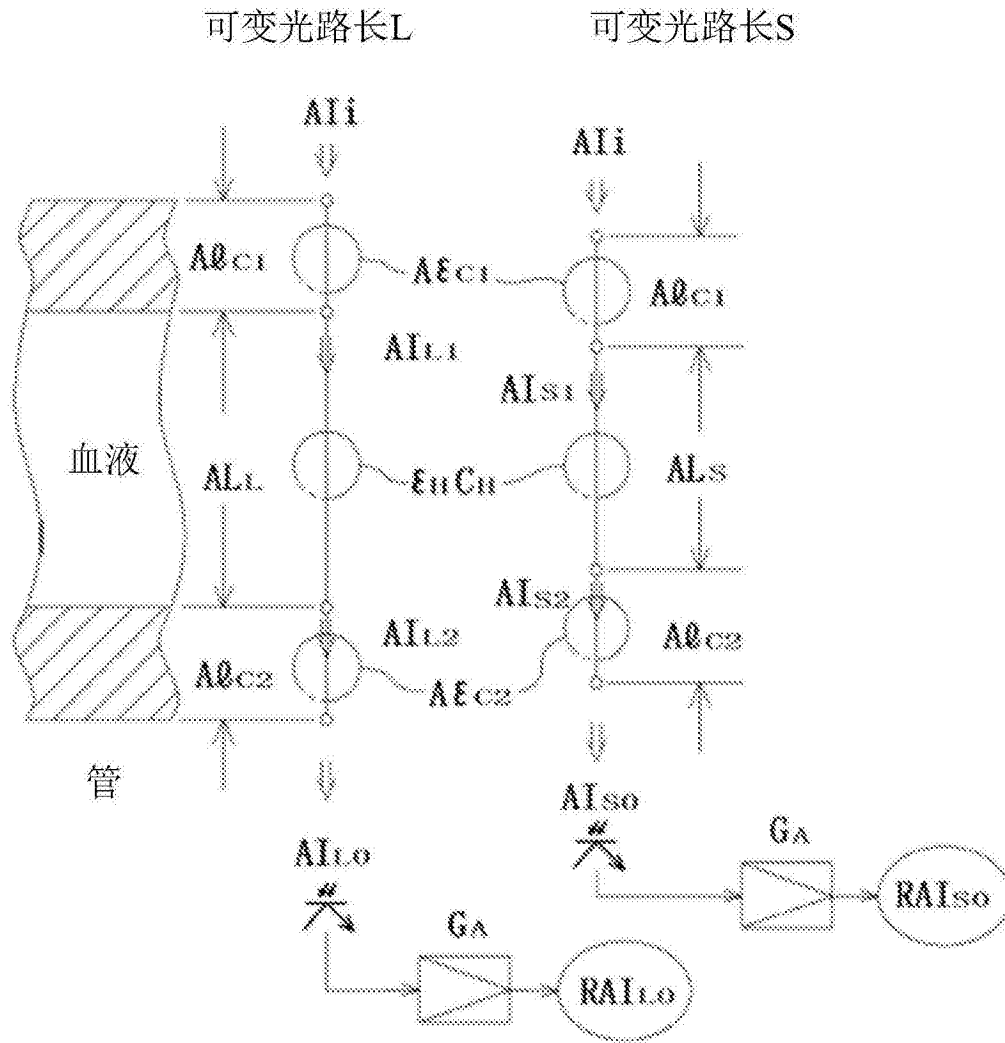


图5

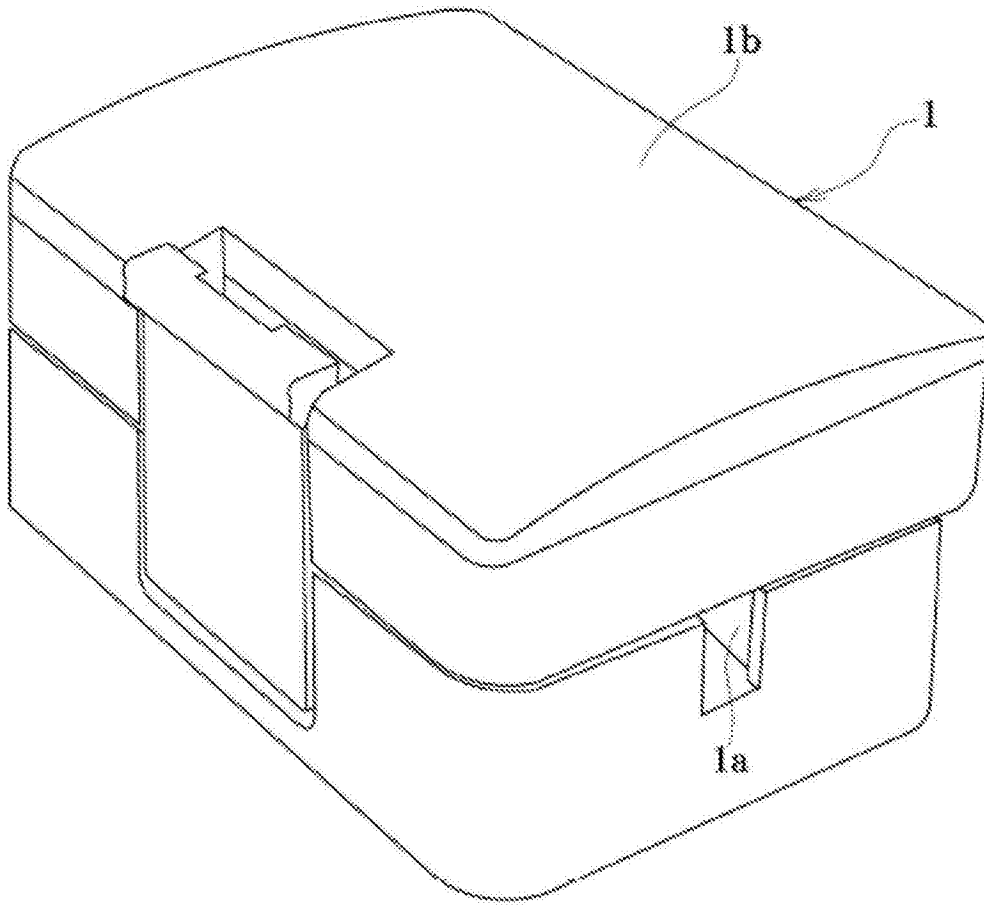


图6

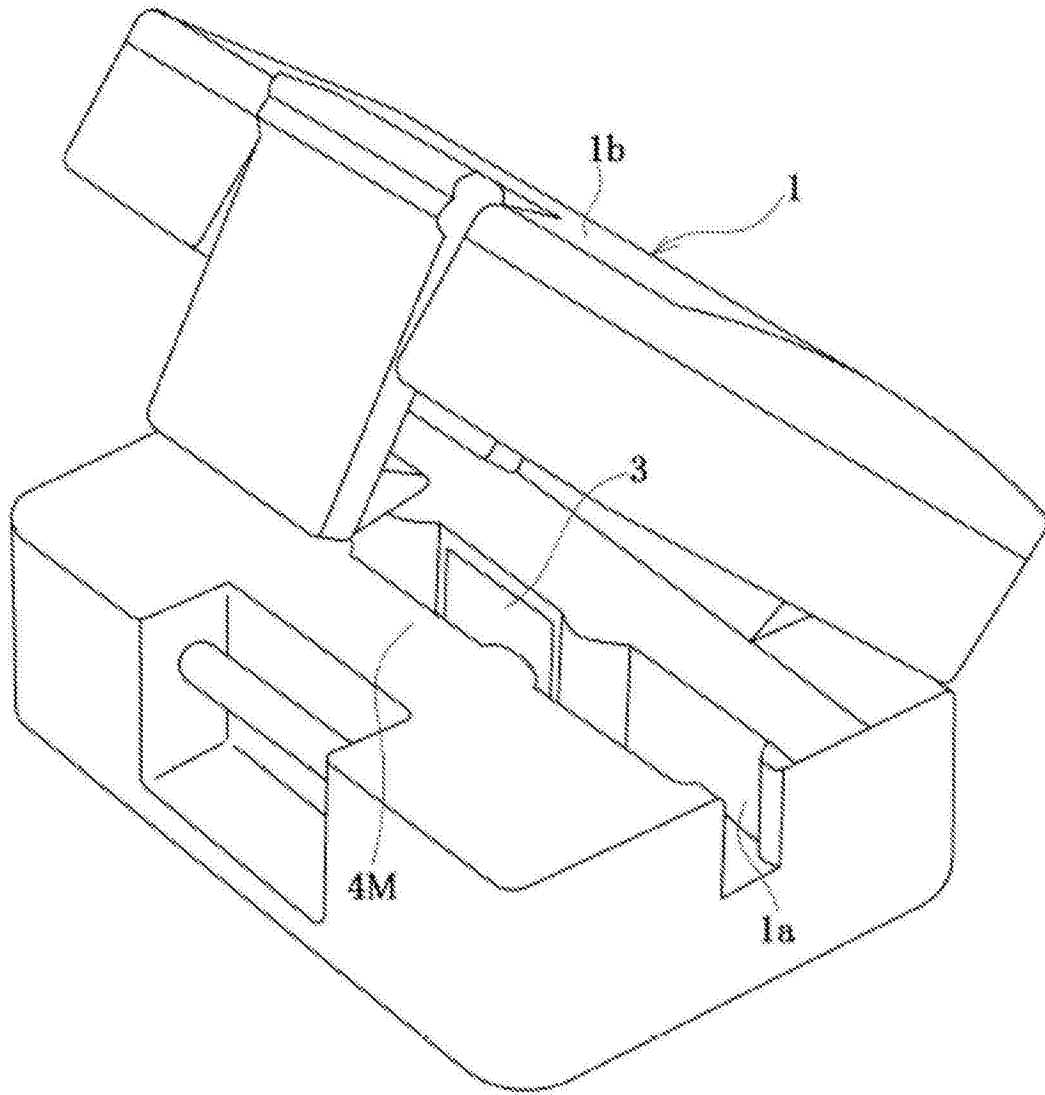


图7

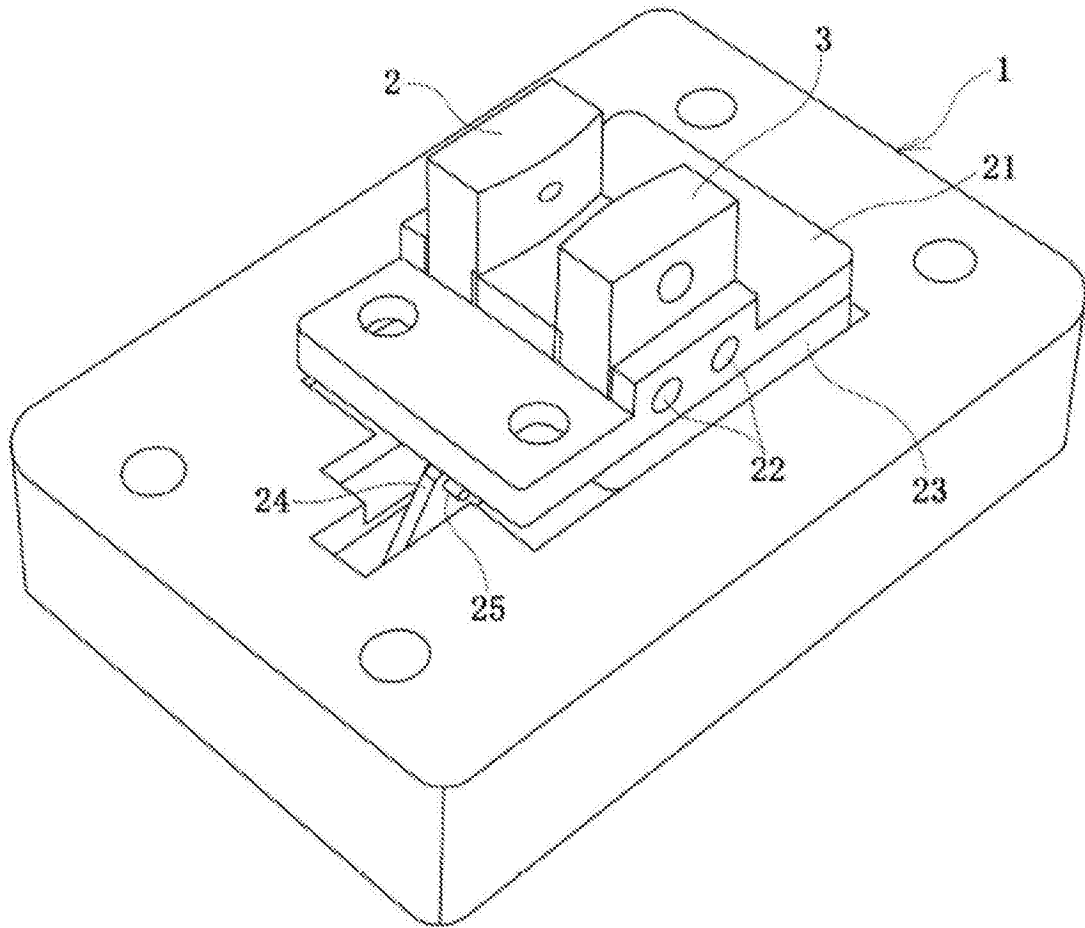


图8

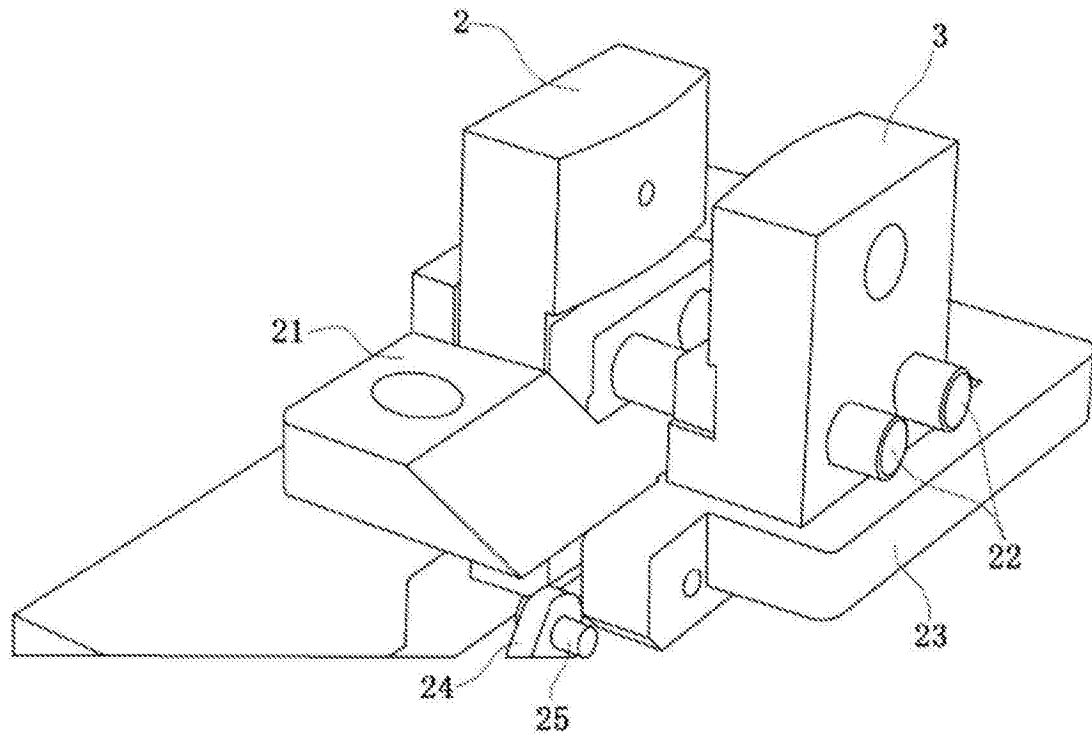


图9

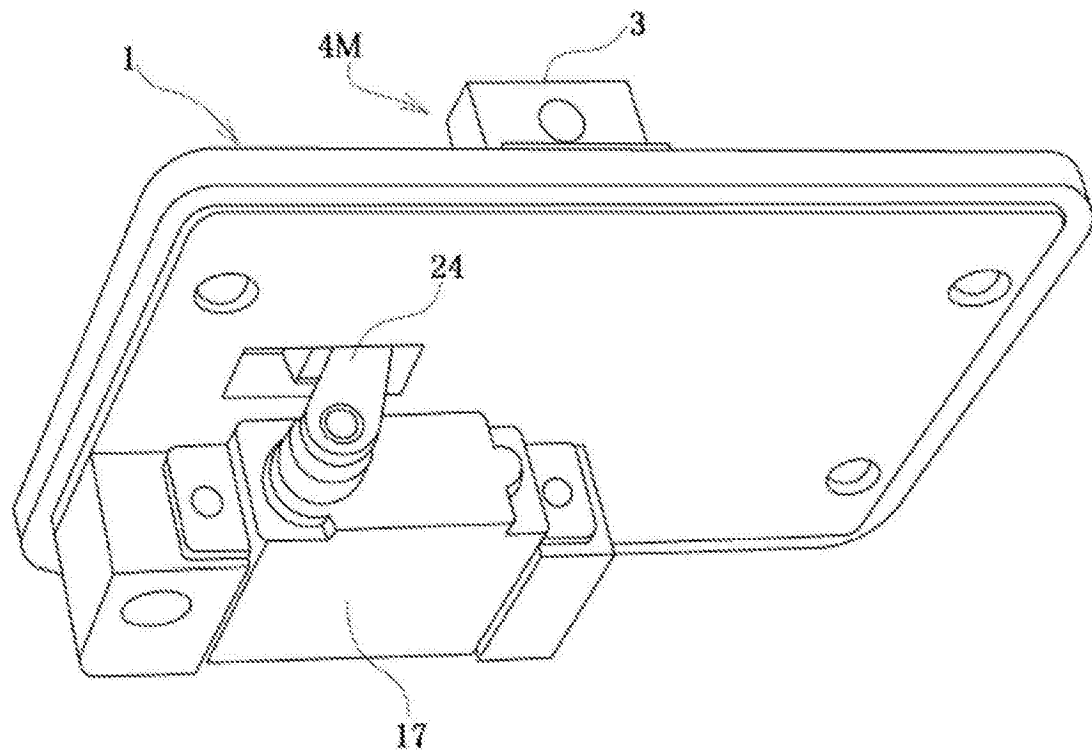


图10

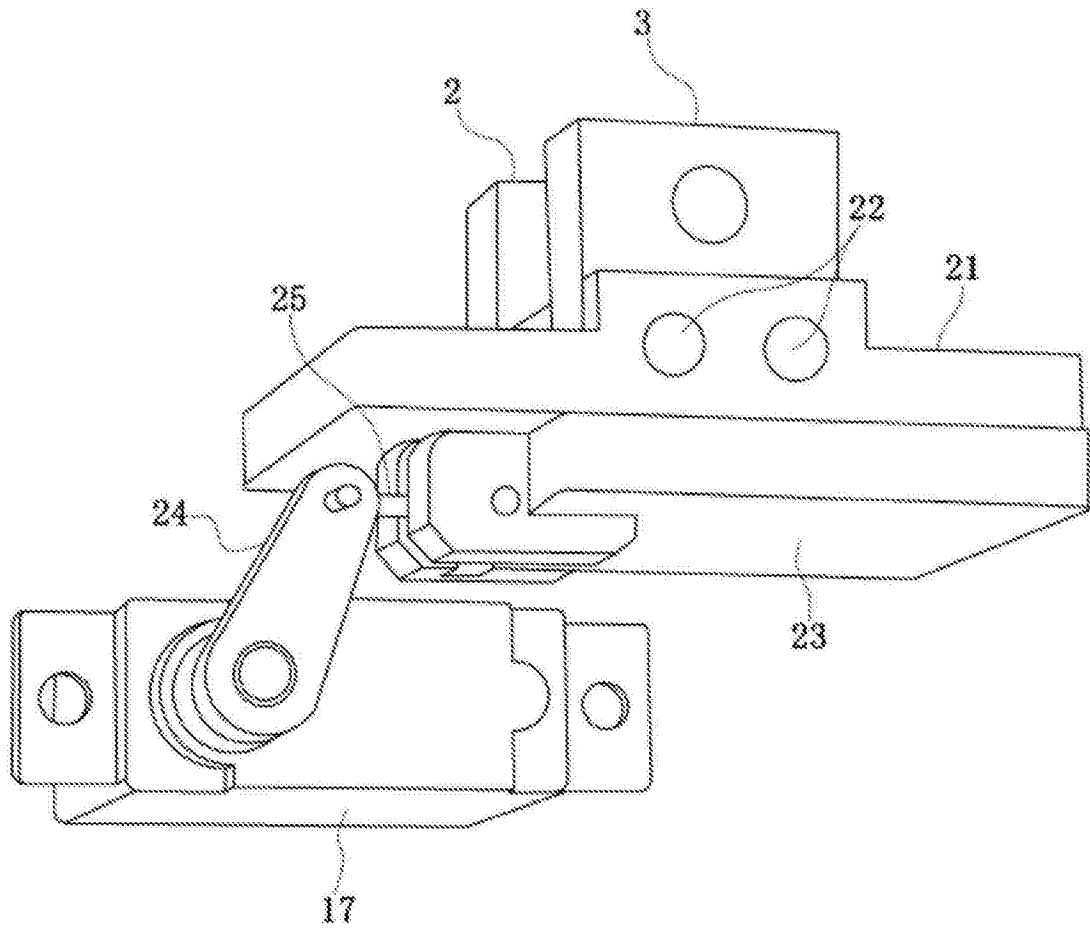


图11

