

[51] Int. Cl.

G01N 21/27 (2006.01)

G01N 21/01 (2006.01)



[12] 发 明 专 利 说 明 书

专利号 ZL 200510125124.3

[45] 授权公告日 2009 年 12 月 16 日

[11] 授权公告号 CN 100570331C

[22] 申请日 2005.11.18

[21] 申请号 200510125124.3

[30] 优先权

[32] 2004. 11. 18 [33] .JP [31] 2004 - 333925

[73] 专利权人 优志旺电机株式会社

地址 日本国东京都

[72] 发明人 野泽繁典 松本茂树

[56] 参考文献

CN1226845A 1999.8.25

US5013155A 1991.5.7

JP2003 - 279471A 2003. 10. 2

US2004/0069639 A1 2004.4.15

审查员 杨 熙

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责
任公司

代理人 樊卫民 郭国清

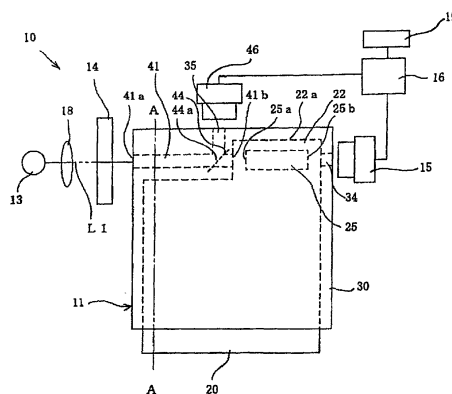
权利要求书 1 页 说明书 15 页 附图 4 页

[54] 发明名称

微芯片检查装置及其构成部件

[57] 摘要

本发明的目的在于提供一种即使使用放电灯作为光源时，也可得到高测定精度的微芯片检查装置、以及用于该微芯片检查装置的微芯片及芯片架。一种微芯片检查装置，具备具有吸光光度测定部的微芯片，透过微芯片的吸光光度测定部的由光源放射的光在透射光受光部被接受，其特征在于，设有：孔径部，沿所述微芯片的吸光光度测定部的光轴方向直线状地延伸，并通过使从其一端射入的由光源放射的光从另一端射出而将其导入所述微芯片的该吸光光度测定部；入射光分割反射镜，配置于从孔径部的一端至吸光光度测定部的光路上，且使射入的光的一部分透射，使另一部分反射；以及反射光受光部，用于接受来自该反射镜的反射光。



1. 一种微芯片检查装置，具备具有吸光光度测定部的微芯片，透过该微芯片的吸光光度测定部的由光源放射的光在透射光受光部被接受，其特征在于，设有：

孔径部，沿所述微芯片的吸光光度测定部的光轴方向直线状地延伸，并通过使从其一端射入的由光源放射的光从另一端射出而将其导入该吸光光度测定部；入射光分割反射镜，配置于从该孔径部的一端至吸光光度测定部的光路上，且使射入的光的一部分透射，使另一部分反射；以及反射光受光部，用于接受来自该反射镜的反射光。

2. 根据权利要求1所述的微芯片检查装置，其特征在于，具备芯片架，该芯片架具有用于组装微芯片的芯片组装空间。

3. 根据权利要求2所述的微芯片检查装置，其特征在于，微芯片具有突出部，该突出部具有与孔径部的射出光的所述另一端相对的面，并在该突出部设有吸光光度测定部。

4. 一种微芯片，构成权利要求1~3中任一项所述的微芯片检查装置，其特征在于，设有入射光分割反射镜。

5. 一种微芯片，构成权利要求2或3所述的微芯片检查装置，其特征在于，设有孔径部以及入射光分割反射镜。

微芯片检查装置及其构成部件

技术领域

本发明是涉及一种使用微芯片，并通过吸光光度分析法来测定检查对象液中的检测对象成分的浓度的微芯片检查装置、以及作为该微芯片检查装置的构成部件的微芯片及芯片架。

背景技术

近年来，一种被称为 μ -TAS（ μ -微型全分析系统）或“芯片实验室”的使用微芯片的分析方法受到关注，该方法应用微机械制作技术，比现有装置还微细化地进行化学分析等。

使用此种微芯片的分析系统（以下，也称为“微芯片分析系统”），以通过微机械制作技术在形成于小基板上的微细流路中进行试剂的混合、反应、分离、抽出及检测等的分析处理的所有工序作为目的，具体而言，使用于如医疗领域的血液分析，超微量的蛋白质或核酸等的生物体分子的分析等。

尤其是将微芯片分析系统用于人的血液分析时，例如血液量较少就可以，从而可减轻对于患者的负担，同时试剂量较少也可以，从而可减低分析成本。而且装置较小型，因此有容易地进行分析等的优点。为了活用此种优点，对如下想法进行研究：将基于微芯片分析系统的血液分析装置，做成例如在家中等由患者本身可进行血液分析的规格。

在微芯片分析系统中，为了测定检查对象液（以下，也称为“被检查液”）中的检测对象成分的浓度，一般使用吸光光度分析法，具体而言，例如提出如下一种微芯片检查装置：在形成于微芯片的流路

内，流入向被检查液中添加试剂而得到的具有吸光成分的测定对象液，并将该流路的直线状部分作为吸光光度测定部，通过使透过该吸光光度测定部的由光源放射的光在受光部被接受而得到的吸光度，由该吸光度算出被检查液中的检测对象成分的浓度（例如，参照专利文献1）。

在这种微芯片检查装置中，被检查液量及试剂量极为微量，而且，吸光光度测定部必须做成对应被检查液的种类的一定以上的长度等，因此，吸光光度测定部必须将其形状做成极细长，且必须将光入射出射部分的面积做成如约 0.5mm^2 而极小。因此，为了正确地测定吸光度，必须通过对吸光光度测定部射入平行度高的光，而抑制光从该吸光光度测定部的侧面泄漏至外部，防止因杂散光所产生的测定误差。

在此，所谓“杂散光”是指通过微芯片的吸光光度测定部以外的部分而射入到受光部的光。

然而，作为对吸光光度测定部供给光的光源，理想为使用激光装置，激光的光为单色光，而且因根据检测对象成分的种类使得测定所需的光波长不相同，因此对应每次该测定必须准备适当的激光装置，不但烦杂还会使检查成本变高，因而研究对放射连绕波长区域的光的例如氙灯等放射灯与波长选择滤波器等的波长选择装置进行组合而加以使用的方法。

然而，微芯片检查装置，测定透过测定对象液所导入的吸光光度测定部而射出的光强度（以下，也称为“透射光强度”），利用该透射光强度、以及例如向吸光光度测定部导入纯水，通过测定透过该纯水所导入的吸光光度测定部而射出的光强度等预先测定的射入吸光光度测定部的光强度（以下也称为“入射光强度”），并通过朗伯—比尔定律来算出检测对象成分的浓度，因而作为光源使用氙灯等的放电灯时，该放电灯具有其放射光量经时性变化的性质，因而预先所测定的

入射光强度值可能与测定透射光强度时的实际上的入射光强度有很大不同，因此有无法得到充分的测定精度的问题。该问题在测定入射光强度时刻与测定透射光强度时刻之间有很大的时间差的情况下较显著。

专利文献 1：特开 2003-279471 号公报

发明内容

本发明是根据上述情况做出的，其目的是在于提供一种即使使用放电灯作为光源时，也可得到高测定精度的微芯片检查装置，以及用于该微芯片检查装置微芯片及芯片架。

本发明的微芯片检查装置，具备具有吸光光度测定部的微芯片，透过该微芯片的吸光光度测定部的由光源放射的光在透射光受光部被接受，其特征在于，设有：

孔径（aperture）部，沿上述微芯片的吸光光度测定部的光轴方向直线状地延伸，并通过使从其一端射入的由光源放射的光从另一端射出而将其导入该吸光光度测定部；入射光分割反射镜，配置于从该孔径部的一端至吸光光度测定部的光路上，且使射入的光的一部分透射，使另一部分反射；以及反射光受光部，用于接受来自该反射镜的反射光。

本发明的微芯片检查装置，优选具备芯片架，该芯片架具有用于组装微芯片的芯片组装空间。

本发明的微芯片检查装置，其中，微芯片优选具有突出部，该突出部具有与孔径部的射出光的另一端相对的面，并在该突出部设有吸光光度测定部。

本发明微芯片是构成上述微芯片检查装置微芯片，其特征在

于，

设有入射光分割反射镜。

本发明的芯片架是构成上述微芯片检查装置的芯片架，其特征在于，

设有孔径部以及入射光分割反射镜。

根据本发明的微芯片检查装置，通过孔径部形成导光路，该导光路用于选择从光源直行至该吸光光度测定部的光并将其导入吸光光度测定部，因此对于该吸光光度测定部可射入高平行度的光，而且设有配置于从孔径部的一端至吸光光度测定部的光路上的入射光分割反射镜及反射光受光部所构成的入射光强度测定机构，而可根据射入到孔径部的光同时进行入射光强度的测定和透射光强度的测定，因此即使在由光源放射的光的放射光量经时性变化的情况下，也不会由此导致用于算出检测对象成分浓度的入射光强度及透射光强度中仅任一方的测定值变动，而且可得到被导入到吸光光度测定部的光的正确入射光强度值，因而可以高精度地测定检查对象液中的检测对象成分的浓度。

本发明的微芯片及芯片架，被用作上述微芯片检查装置的构成部件。

附图说明

图 1 是表示本发明的微芯片检查装置的构成的一例的说明图。

图 2 是表示图 1 的微芯片检查装置的 A-A 截面图。

图 3 是表示构成图 1 的微芯片检查装置微芯片的说明图。

图 4 是表示图 3 的微芯片检查装置的 B-B 截面图。

图 5 是表示本发明的微芯片检查装置的构成的另一例的说明图。

图 6 是表示本发明的微芯片检查装置的构成的另一例的说明图。

具体实施方式

以下对本发明进行详细说明。

（第 1 实施方式）

图 1 是表示本发明的微芯片检查装置的构成的一例的说明图；图 2 是表示图 1 的微芯片检查装置的 A-A 截面图。

该第一微芯片检查装置 10 具备如下部件：具有吸光光度测定部 25 的微芯片 20、具有用于组装微芯片 20 的芯片组装空间 32 的芯片架 30，通过吸光光度分析法来测定被检查液（检查对象液）中的检测对象成分的浓度。

第一微芯片检查装置 10 具备如下部分：装置主体 11，其状态为，微芯片 20 从芯片组装用开口 32a 插入并组装入例如铝制箱状体所构成的芯片架 30 的组装空间 32 内，该微芯片是在其前端部分（在图 1 中上方部分）具有突出部 22 且由例如聚对苯二甲酸乙二醇酯（PET）等塑料等的透光性材料构成的板状体，并且在该突出部 22 的内部，在其平面方向形成有沿水平方向（图 1 中的左右方向）延伸的长方体状空间所构成的吸光光度测定部 25；光源 13，用于对吸光光度测定部 25 供给光；波长选择滤波器 14，设置于从该光源 13 所放射的光至装置主体 11 的光路（在图 1 中以双点划线表示）L1 上；透射光受光部 15，经由波长选择滤波器 14 和装置主体 11 与光源 13 相对而设置，并用于接受透过吸光光度测定部 25 的光；和运算部 16，与该透射光受光部 15 相连，根据测定的吸光度来算出检测对象成分的浓度。

在该图的例中，装置主体 11 具有如下构成：微芯片 20，通过使其突出部 22 的前端面 22a 抵接于与芯片架 30 的芯片组装用开口 32a 相对的内壁面而进行定位，从而组装入规定的位置。而且，18 是平滑透镜，19 是显示在运算部 16 所算出的值的显示部。

如图 3 及图 4 所示, 接合两张基板 21a、21b 而构成微芯片 20, 通过形成于其中一方的基板 21a 的吸光光度测定部用凹处, 被处于重叠于该基板 21a 上的状态的另一方的基板 21b 密闭, 而形成吸光光度测定部 25。

在该图的例子中, 微芯片 20 具有吸光光度测定部 25, 并具有在由基板 21a 所形成的一面侧具有开口的被检查液注入用孔 26a、试剂注入用孔 26b 与排出用孔 28、及形成于基板 21a 的凹处被基板 21b 密闭而构成的混合部 27、连通被检查液注入用孔 26a 与混合部 27 的被检查液流路 29a、连通试剂注入用孔 26b 与混合部 27 的试剂流路 29b、连通混合部 27 与吸光光度测定部 25 的测定对象液流路 29c、及连通吸光光度测定部 25 与排出用孔 28 的排出流路 29d, 在混合部 27 对供给于被检查液注入用孔 26a 的被检查液及供给于试剂注入用孔 26b 的试剂进行混合所得到的含有吸光成分的测定对象液, 被导入到吸光光度测定部 25 而通过该吸光光度测定部 25, 最后经由排出用孔 28 被排出。

而且, 在第一微芯片检查装置 10 中, 在构成装置主体 11 的芯片架 30 中设有如下部分: 孔径部 41, 沿吸光光度测定部 25 的光轴方向 (在图 1 中为左右方向) 直线状地延伸, 通过使从其一端 (在图 1 中为左端) 41a 射入的由光源 13 放射的光从另一端 (图 1 中右端) 41b 射出, 而将其导入到吸光光度测定部 25; 和半反射镜 44, 与该孔径部 41 交叉而配置, 通过反射所射入的光的一部分, 并透射剩下部分的光而将入射光分成两部分, 而且, 在装置主体 11 的外方 (在图 1 中为上方), 以被连接于运算部 16 的状态设有用于接受来自半反射镜 44 的反射光的反射光受光部 46。

在该图的例中, 半反射镜 44 配置成其光射入面 44a 相对孔径部 41 的光轴倾斜 45° 的状态。而且, 35 是连通于孔径部 41, 将来自半反射镜 44 的反射光导入到反射光受光部 46 所用的反射光导光路; 34 透射

光导光路，用于将透过吸光光度测定部 25 而从光射出面 25b 射出的光导入到透射光受光部 15。

孔径部 41 是其截面形状呈正方形的隧道状光路，开口径优选小于吸光光度测定部 25 的光射入面 25a 的最小径，而且，开口径 (a) 相对全长 (b) 的比 (a/b) 优选是 0.01~0.02。

作为与吸光光度测定部 25 的光射入面 25a 的关系下的孔径部 41 的尺寸的具体一例，吸光光度测定部 25 的光射入面 25a 的最小径是 0.7mm 时，孔径部 41 的开口径为 0.3mm，全长为 16mm，且开口径相对全长的比 (a/b) 为 0.019。

而且，孔径部 41 优选其内面实施非反射处理。

作为非反射处理的具体例，根据芯片架 30 的材质等适当地选择，例如芯片架 30 为铝制时，有黑氧化铝膜处理等。

作为半反射镜 44，例如可使用在玻璃板上层积电介质多层膜的层积体等。

此种芯片架 30 制作如下：预备形成有芯片组装空间用凹处、孔径部用凹处、反射光导光路用凹处、透射光导光路用凹处与半反射镜组装用凹处的基板 31a；仅形成有芯片组装空间用凹处的基板 31b；以及半反射镜 44，在基板 31a 的半反射镜组装用凹处组装半反射镜 44 之后，对组装有该半反射镜 44 的状态下的基板 31a 及基板 31b 进行接合，以通过组合该基板 31a 及基板 31b 的两个芯片组装空间用凹处而形成芯片组装空间 32。

作为光源 13，可使用作为氙灯、投影仪的光源最适用的超高压水银灯、短弧型金属卤化物灯等，可得到大的发光强度的同时容易点

光源化，并且在波长 250~1400nm 的较宽的波长区域中具有连续光谱，特别是在很多用于吸光度测定的波长区域（具体为波长 300~800nm 的区域）中不会发生亮线而可得到稳定的放射光谱，因而优选使用耗电 20~75W 的短弧型氙灯。

波长选择滤波器 14 是仅对被导入吸光光度测定部 25 的测定对象液中的吸光成分所吸收的波长区域的光（以下也称为“测定波长区域的光”）具有高的透射率，例如可使用在玻璃板上层积电介质多层膜或金属膜构成的结构。

透射光受光部 15 及反射光受光部 46 分别具有根据接受的光而输出光强度信号的功能。

作为透射光受光部 15 及反射光受光部 46，具体而言，例如可使用硅光电二极管等的受光元件。该硅光电二极管是对于波长 300~1100nm 的波长区域的光具有感度的受光元件。

运算部 16，连接于透射光受光部 15 及反射光受光部 46，具有运算机构，该运算机构根据从透射光受光部 15 所输出的光强度信号（以下也称为“透射光信号”）及从反射光受光部 46 所输出的光强度信号（以下也称为“反射光信号”），利用朗伯—比尔定律来算出被检查液中的检测对象成分的浓度。

具有此种构成的第一微芯片检查装置 10，向微芯片 20 的被检查液注入用孔 26a 供给被检查液，同时向试剂注入用孔 26b 供给试剂，例如通过连接于排出用孔 28 的吸引泵的作用而将在混合部 27 所得到的测定对象液导入到吸光光度测定部 25 之后，将该微芯片 20 组装于芯片架 30，使光源 13 成点灯状态而进行工作。

在工作状态的第一微芯片检查装置 10 中，从光源 13 放射的且利

用平滑透镜 18 进行平行化的光中，透过波长选择滤波器 14 的测定波长区域的光，射入到孔径部 41 而通过半反射镜 44 被分成两部分，透过该半反射镜 44 的光，通过透过测定对象液所导入的吸光光度测定部 25，其一部分被测定对象液中的吸光成分吸收，剩余一部分经由透射光导光路 34 被供给于透射光受光部 15，另一方面，在该半反射镜 44 反射的光经由反射光导光路 35 被供给于反射光受光部 46。

而且，从透射光受光部 15，接受的光的峰值强度的积分值经光电转换而得到的电信号作为透射光信号（光强度信号）被输出，而且，从反射光受光部 46，接受的光的峰值强度的积分值经光电转换而得到的电信号作为反射光信号（光强度信号）被输出，从此些透射光受光部 15 及反射光受光部 46 分别输出的透射光信号及反射光信号，被输入至运算部 16，从而据此算出检测对象成分的浓度，使该检测对象成分的浓度被显示在显示部 19。

根据如上所述的第一吸光光度检查装置 10，通过孔径部 41 形成导光路，该导光路用于选择从光源 13 直行至该吸光光度测定部 25 的光并将其导入吸光光度测定部 25，因此对于该吸光光度测定部 25 可射入高平行度的光，而且由于设有半反射镜 44 与反射光受光部 46 所构成的入射光强度测定机构，可同时地进行入射光强度的测定与透射光强度的测定，并且半反射镜 44 配置成与孔径部 41 交叉，通过该孔径部 41 的光用于测定入射光强度，因此即使在从光源 13 所放射的放射光量经时性变化的情况下，也不会由此导致用于算出检测对象成分浓度的入射光强度及透射光度强度中的仅任一方的测定值变动，而且即使通过孔径部 41 的光的光量并未与从光源 13 放射的光的经时性的放射光量的变化比率成比例地改变，也可得到被导入到吸光光度测定部 25 的光的正确入射光强度值，因而可以以高精度测定检查对象液中的检测对象成分的浓度。

在此，通过孔径部 41 的光的光量不与从光源 13 放射的光的经时

性放射光量的变化比率成比例地改变的理由，认为是因为，通过例如开口径极小至 0.3mm 的孔径部 41 选择从光源 13 放射的光中直行至吸光光度测定部 25 的光的极少一部分。

而且，第一微芯片检查装置 10 具备微芯片与芯片架，设有半反射镜 44 及反射光受光部 46 所构成的入射光强度测定机构，可同时进行入射光强度的测定与透射光强度的测定，因而不会像本发明人等在特愿 2004-274788 号所提出的具备微芯片和形成有用于将从光源放射的光导入到吸光光度测定部的光路的芯片架，使用氙灯等放电灯作为对吸光光度测定部供给光的光源的检查装置那样，在更换测定入射光强度所用的微芯片、及测定透射光强度所用的微芯片时，由于光学系统产生微小偏差，而使预先所测定的入射光强度值与测定透射光强度时的实际上的入射光强度不同，而且，不会由于随着将微芯片 20 组装于芯片架 30 的操作等而在装置 10 本身的光学系统产生微小偏差，而使用于算出检测对象成分浓度的入射光强度及透射光强度的仅任一方的测定值变动，因此可以高精度地测定检查对象液中的检查对象成分的浓度。

而且，在第一微芯片检查装置 10 中，吸光光度测定部 25 以独立状态设在从微芯片 20 的其他部分突出的突出部 22 上，因而该装置 10 本身的测定系统的设计自由度变大，因此可减小测定误差。

对于本发明的第一微芯片检查装置，可施加各种改变。

例如，第一微芯片检查装置中，代替半反射镜，也可使用具有如下特性的反射镜（以下也称为“波长选择反射镜”）：仅透射特定的波长区域的光（具体上为测定波长区域的光），反射该特定的波长区域以外的波长区域的光（以下，也仅称为“其他波长区域的光”）。

如图 5 所示，此种微芯片检查装置的构成如下：将透过波长选择

反射镜 49 的测定波长区域的光供给于透射光受光部 15，而将其他波长区域的光供给于反射光受光部 46，利用该测定波长区域的光的光量与其他波长区域的光的光量存在一定的比例关系来测定被检查液中的检测对象成分的浓度。

在此时，通过波长选择反射镜 49 可以从光源 13 所放射的光中区分测定波长区域的光，因此不必设置波长选择滤波器，而且，与使用将从光源放射的光中的测定波长区域的光，分成用于测定透射光强度的光和用于测定入射光强度的光两部分的半反射镜的微芯片检查装置相比较，供给于透射光受光部 15 及反射光受光部 46 的光强度较大，因此可得到更高的测定精度。

（第 2 实施方式）

图 6 是表示本发明的微芯片检查装置的构成的其他例的说明图。

该第二微芯片检查装置 50，除了将半反射镜 44 设于微芯片 60 之外，具有与第 1 实施方式的第一微芯片检查装置 10 同样的构成。

在图 6 中，对具有与构成第一微芯片检查装置 10 的部件同样的构成的部件标以同一标号，而且，65 是将来自半反射镜 44 的反射光导入到反射光受光部 46 所用的反射光导光路。

在构成第二微芯片检查装置 50 的装置主体 51 的微芯片 60 中，半反射镜 44 设于突出部 22 上的吸光光度测定部 25 的光射入面 25a 的前方（在图 5 为左方），该半反射镜 44 以如下状态进行配置：相对从设于芯片架 70 的孔径部 41 的另一端 41b 所射出的光至吸光光度测定部 25 的光路（在图 6 中以双点划线表示）L2 倾斜 45°。

在此，微芯片 60 除了在突出部 22 设有半反射镜 44 之外，具有与第一微芯片检查装置 10 的微芯片 20 同样的构成。

接合两张基板构成此种微芯片 60，准备一方的基板（以下，也称为“第一基板”）、另一方的基板（以下也称为“第二基板”）及半反射镜 44，其中，第一基板形成有用以形成被检查液注入用孔、试剂注入用孔及排出用孔的贯通孔；用以形成吸光光度测定部、混合部、连通它们的微小流路（具体而言为，连通被检查液注入用孔与混合部的被检查液流路、连通试剂注入用孔与混合部的试剂流路、连通混合部与吸光光度测定部的测定对象液流路、及连通吸光光度测定部与排出用孔的排出流路）的凹处；和半反射镜组装用凹处。在第一基板的半反射镜组装用凹处组装半反射镜 44 之后，对组装有该半反射镜 44 的状态下的第一基板和第二基板进行接合，并使形成于第一基板的凹处密闭，从而进行制作。

在此种构成的第二微芯片检查装置 50 中，除了从光源 13 放射并透过波长选择滤波器 14 的测定波长区域的光，通过孔径部 41 之后，通过半反射镜 44 被分成两部分，并且在半反射镜 44 反射的光经由反射光导光路 65 被供给于反射光受光部 46 之外，其余与第一微芯片检查装置 10 同样地，根据从透射光受光部 15 所输出的透射光信号、及来自反射光受光部 46 所输出的反射光信号，在运算部 16 算出检测对象成分的浓度，使得该检测对象成分的浓度显示在显示部 19。

根据如上所述的第二微芯片检查装置 50，通过孔径部 41 形成导光路，该导光路用于选择从光源 13 直行至该吸光光度测定部 25 的光并将其导入吸光光度测定部 25，因此对于该吸光光度测定部 25 可射入高平行度的光，而且设有入射光强度测定机构，该入射光强度测定机构由配置于从孔径部 41 的另一端 41b 射出的光到达吸光光度测定部 25 的光路 L2 上的半反射镜 44 和反射光受光部 46 构成，因而可以使用通过孔径部 41 的光，与透射光强度的测定同时地进行入射光强度的测定，因此即使在从光源 13 所放射的放射光量经时性变化的情况下，也不会由此导致用于算出检测对象成分的浓度的入射光强度及

透射光强度的仅任一方的测定值变动，而且即使通过孔径部 41 的光的光量并未与从光源 13 放射的光的经时性的放射光量的变化比率成比例地改变，也可得到被导入到吸光光度测定部 25 的光的正确入射光强度值，因而可以以高精度测定检查对象液中的检测对象成分的浓度。

而且，第二微芯片检查装置 50 具备微芯片 60 与芯片架 70 而构成，由于可以同时地进行入射光强度的测定与透射光强度的测定，因而即使随着将微芯片 60 组装于芯片架 70 的操作而在装置 50 本身的光学系统产生微小的偏差时，也不会使用于算出检测对象成分的浓度的入射光强度及透射光强度的仅任一方的测定值变动，因此可以以高精度测定检查对象液中的检测对象成分的浓度。

对于本发明的第二微芯片检查装置，可施加各种改变。

例如第二微芯片检查装置可以与第一微芯片检查装置同样地，使用波长选择反射镜代替半反射镜。

以上，通过表示具体性的两个方式，来说明本发明的微芯片检查装置，但是本发明并不限于此，本发明的微芯片检查装置，具备具有吸光光度测定部的微芯片，透过该吸光光度测定部的由光源放射的光在透射光受光部被接受，只要是设有孔径部、选自半反射镜与波长选择反射镜的入射光分割反射镜、及反射光受光部的构成，其他的构成部件可以使用适当的部件。

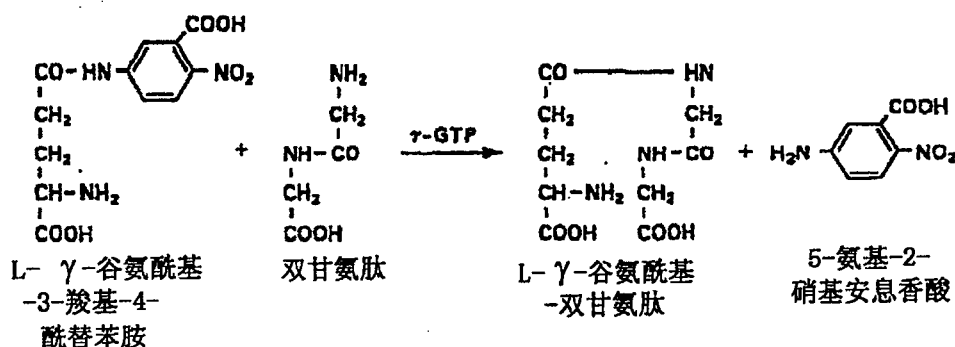
根据以上的本发明的微芯片检查装置，例如可测定血液中的 γ -GTP 的浓度或 GOT 的浓度等。

血液中的 γ -GTP 的浓度，作为试剂，使用 L- γ -谷氨酰基-3-羧基-4-酰替苯胺 (GluCANA) 及双甘氨酸，如下述反应式 (1) 所示地，通

过使 γ -GTP 与两种试剂反应, 生成 L- γ -谷氨酰基-双甘氨酸 (L- γ -glutamyl-glycylglycine) 及具有吸收波长 405nm 的光的特性的 5-氨基-2-硝基安息香酸, 利用这一特性, 根据 5-氨基-2-硝基安息香酸所得到的波长 405nm 的光的吸光量可进行测定。

【化学式 1】

反应式 (1)



而且, 血液中的 GOT 的浓度, 作为试剂, 使用具有吸收波长 340nm 的光的特性的 β -烟酰胺腺嘌呤二核苷酸还原型 (NADH) 溶液, 通过使 GOT 与试剂反应, 生成 β -烟酰胺腺嘌呤二核苷酸氧化型 (NAD), 利用这一特性, 可以根据 β -烟酰胺腺嘌呤二核苷酸还原型 (NADH) 所得到的波长 340nm 的光吸收量进行测定。

具体地, 制作具有下述规格的用于进行血液中的 γ -GTP 的浓度测定的微芯片检查装置。

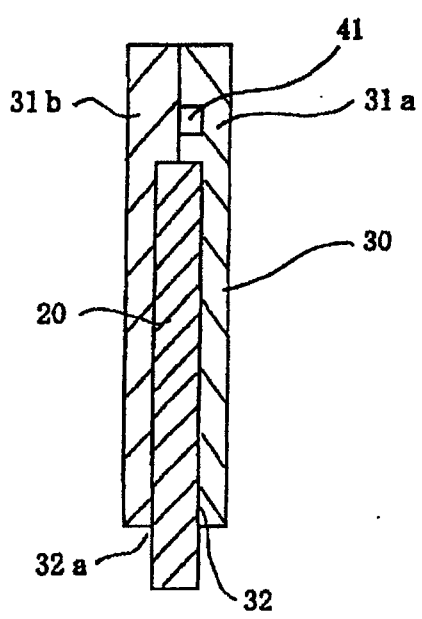
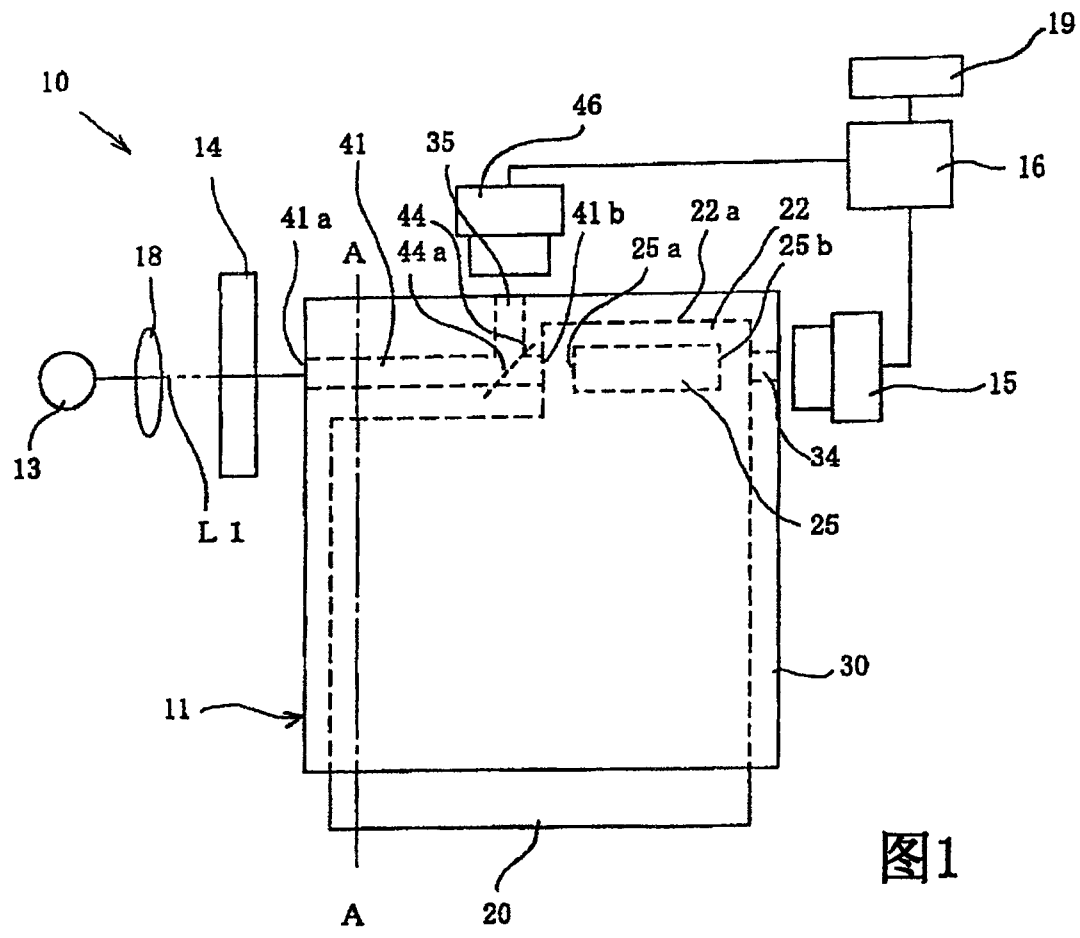
该微芯片检查装置具有如图 1 所示的构成, 作为微芯片, 由聚对苯二甲酸乙二醇酯 (PET) 构成, 纵长为 25mm, 横长为 25mm, 厚度为 2mm, 突出部的高度为 2.5mm, 突出部的全长为 12mm, 而吸光度测定部的形状使用光射入面及光射出面为 0.7mm 见方, 全长 10mm

的结构，芯片架由铝构成，使用开口径 0.3mm、全长 16mm、开口径相对全长的比率（a/b）为 0.019 的孔径部。

而且，作为光源，使用短弧型汞灯，作为波长滤波器，使用仅对于波长 400~410（405±5）nm 的波长区域的光具有高透射率的装置，而作为透射光受光部及反射光受光部，分别使用硅光电二极管。

通过该微芯片检查装置，将 1~2μl 的血液作为被检查对象液，作为试剂，使用 L-γ-谷氨酰基-3-羧基-4-酰替苯胺（GluCANA）2.1μl 及双甘氨酸 8.4μl，进行多次浓度测定时，虽然对应该多次浓度的每次测定更换微芯片，而且在进行第 1 次的浓度测定时刻与进行最后一次的浓度测定的时刻之间存在有很大时间差，作为光源的汞灯的放射光量变化，但全部得到同一测定值。

由该结果，根据本发明的微芯片检查装置，即使作为光源使用放电灯，而且，即使在检查装置本身的光学系统产生微小偏差时，也确认可得到高测定精度。



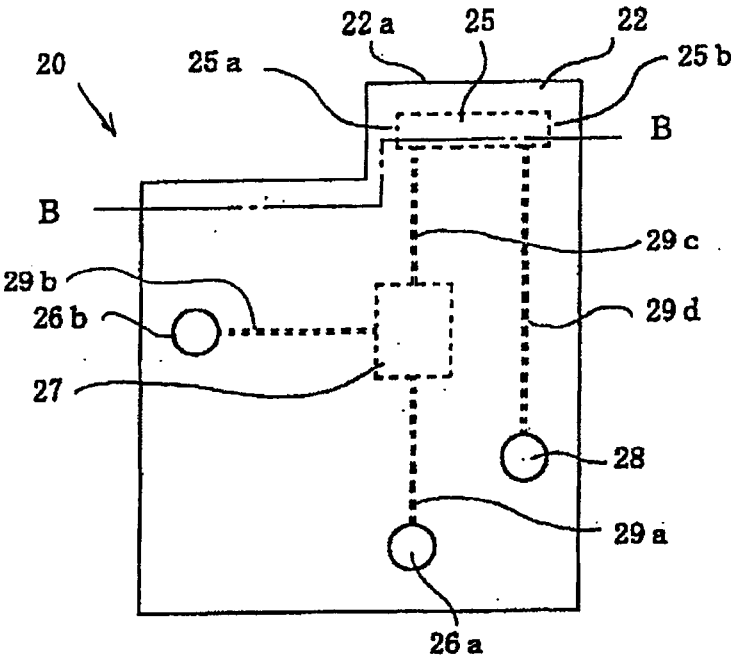


图3

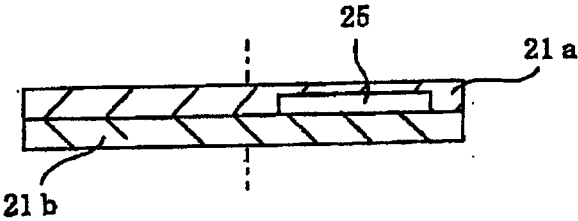


图4

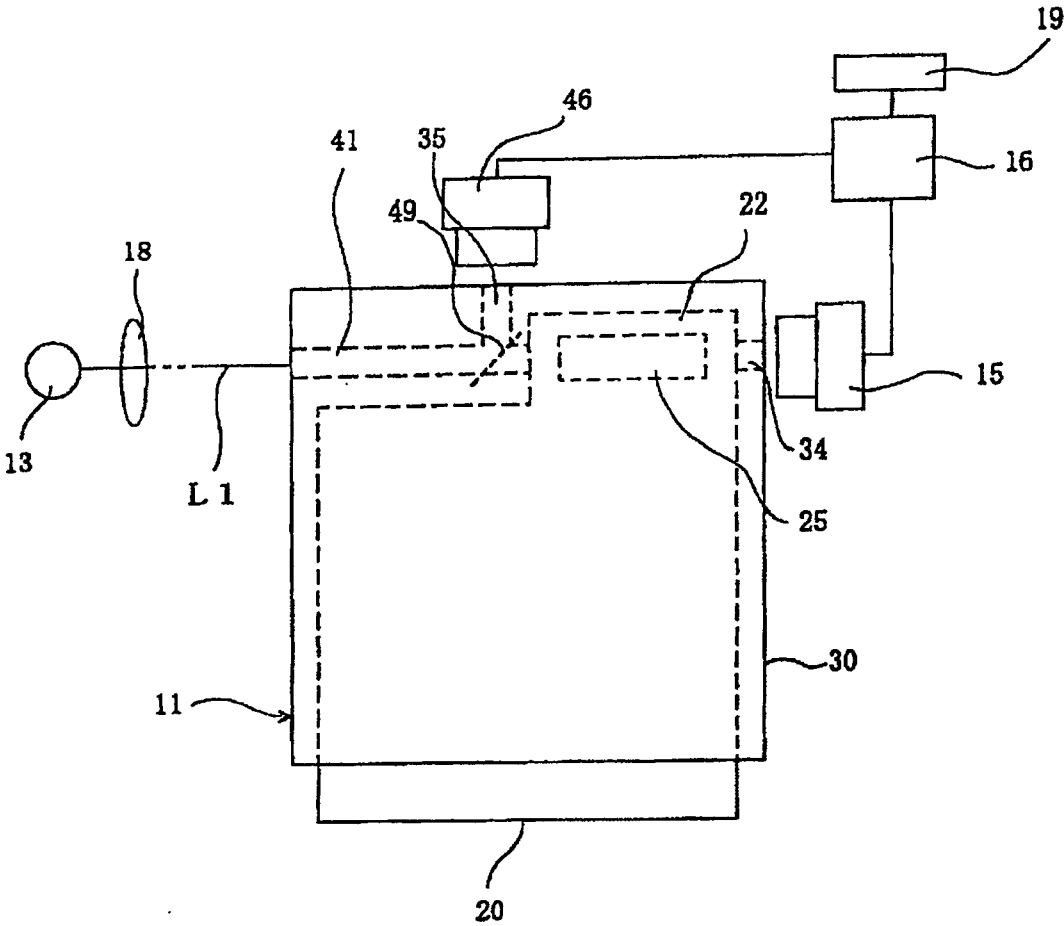


图5

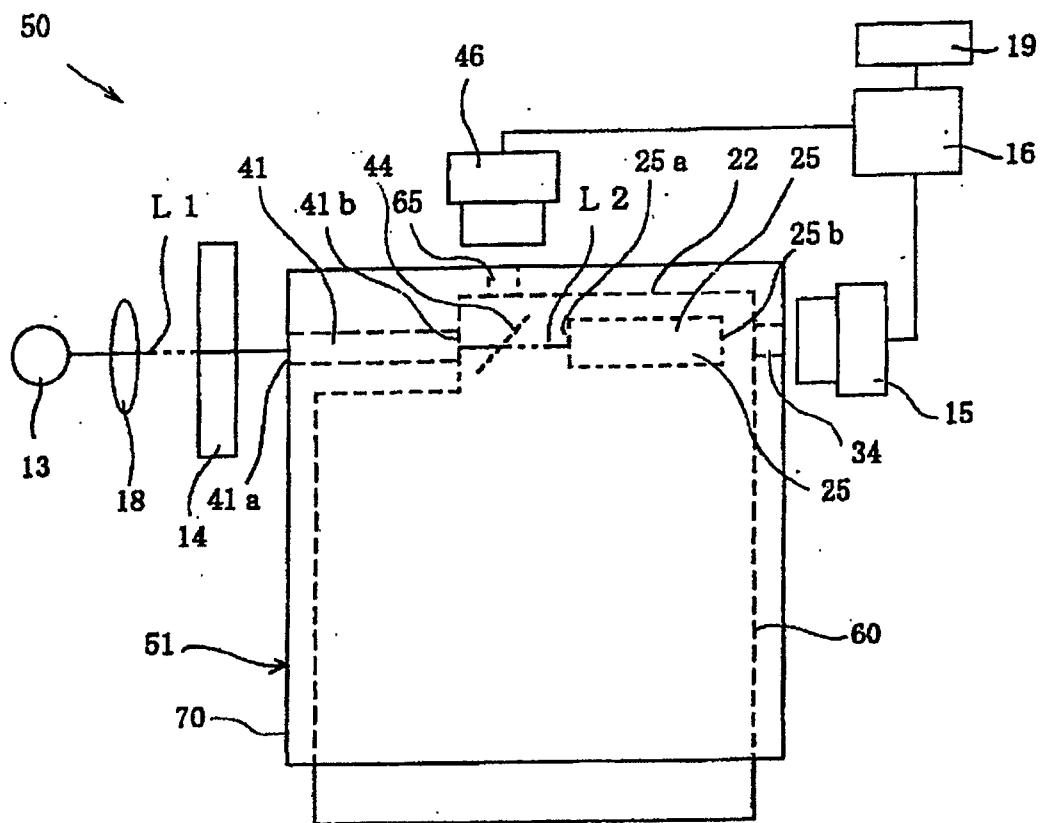


图6