

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/145 (2006.01)

G01N 21/27 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510092626.0

[43] 公开日 2006 年 2 月 22 日

[11] 公开号 CN 1736331A

[22] 申请日 2005.8.19

[21] 申请号 200510092626.0

[30] 优先权

[32] 2004.8.20 [33] JP [31] 2004-241496

[71] 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 盐井正彦 内田真司

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
代理人 汪惠民

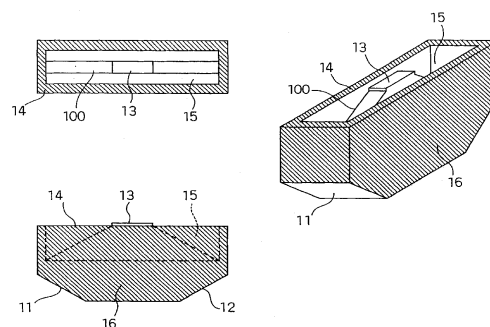
权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 12 页

[54] 发明名称

生物体信息测定用光学部件、生物体信息计算装置及方法

[57] 摘要

本发明提供一种生物体信息测定用光学部件，其中包括：棱镜(100)，其具有：将发出的光入射的光入射面(11)、生物体组织所接触的生物体组织测定部(13)、和光出射面(12)，所述光出射面(12)，将由所述生物体组织所接触的所述生物体组织测定部(13)反射的光或者经由所述生物体组织所接触的所述生物体组织测定部(13)且通过所述生物体组织而来的光出射；棱镜罩(14)，其以使所述生物体组织测定部(13)露出且包围所述棱镜(100)的外周部的全部或一部分的方式设置。



1、一种生物体信息测定用光学部件，其中具备：

5 光学元件，其具有：将发出的光入射的入射面、生物体组织所接触的接触面、和出射面，所述出射面，将由所述生物体组织所接触的所述接触面反射的光，或者经由所述生物体组织所接触的所述接触面且通过了所述生物体组织而来的光出射；以及

10 光学元件罩，其以使所述接触面露出且包围所述光学元件的外周部的全部或一部分的方式设置。

2、根据权利要求 1 所述的生物体信息测定用光学部件，其中，可使所述生物体组织的一部分进入的空间，形成于所述光学元件和所述光学元件罩之间。

15 3、根据权利要求 2 所述的生物体信息测定用光学部件，其中，所述接触面突出到所述空间的外侧。

4、根据权利要求 2 所述的生物体信息测定用光学部件，其中，还具备以覆盖所述空间的方式设置的、可移动的空间罩；

所述空间罩在被接触在所述接触面上的所述生物体组织按压时，缩入所述空间中。

20 5、根据权利要求 4 所述的生物体信息测定用光学部件，其中，所述空间罩由弹性体保持着。

6、根据权利要求 2 所述的生物体信息测定用光学部件，其中，

还具备：在所述生物体组织接触在所述接触面时将所述空间减压的减压机构。

25 7、根据权利要求 6 所述的生物体信息测定用光学部件，其中，

还具备：以覆盖所述空间的方式设置的、具有窗口且可移动的空间罩；

所述空间罩在被接触在所述接触面上的所述生物体组织按压时，缩入所述空间中；

所述减压机构，通过所述窗口进行排气，以将所述空间减压。

30 8、根据权利要求 1 所述的生物体信息测定用光学部件，其中，还具

备：设置于所述光学元件罩的外面的全部或一部分的减光机构。

9、根据权利要求 8 所述的生物体信息测定用光学部件，其中，所述减光机构是反射光的光反射体、吸收光的光吸收体以及散射光的光散射体中的至少一种。

5 10、根据权利要求 1 所述的生物体信息测定用光学部件，其中，所述接触面具有沟槽。

11、根据权利要求 10 所述的生物体信息测定用光学部件，其中，所述光学元件的折射率为 1.55 以上。

12、根据权利要求 1 所述的生物体信息测定用光学部件，其中，所述
10 接触面具有曲面。

13、根据权利要求 1 所述的生物体信息测定用光学部件，其中，所述光学元件罩的端面的、接触所述生物体组织的部分具有曲面。

14、一种生物体信息计算装置，其中具备：

权利要求 1 所述的生物体信息测定用光学部件；

15 光源，其发出所述光；

光检测器，其检测由所述出射面出射的所述光；和

计算部，其根据所述检测结果，计算与具有所述生物体组织的生物体相关的生物体信息。

15 15、根据权利要求 14 所述的生物体信息计算装置，其中，所计算的所述生物体信息，是与所述生物体组织所包含的物质的浓度相关的信息。

16、一种生物体信息计算方法，是利用生物体信息测定用光学部件的生物体信息计算方法，所述生物体信息测定用光学部件具有：光学元件，其具有将发出的光入射的入射面、生物体组织所接触的接触面、和出射面，所述出射面将由所述生物体组织所接触的所述接触面反射的光或者经由
25 所述生物体组织所接触的所述接触面且通过所述生物体组织而来的光出射；以及光学元件罩，其以使所述接触面露出且包围所述光学元件的外周部的全部或一部分的方式设置；其中，所述生物体信息计算方法具备：

发光步骤，其发出所述光；

光检测步骤，其检测由所述出射面出射的所述光；

30 计算步骤，其根据所述检测结果，计算与具有所述生物体组织的生物

体相关的生物体信息。

17、一种程序，其中，用于使计算机执行权利要求 16 所述的生物体信息计算方法的、根据所述检测结果来计算与具有所述生物体组织的生物体相关的生物体信息的计算步骤。

- 5 18、一种记录介质，其中，该记录介质存储了权利要求 17 所述的程序的记录介质，并可由计算机来读取。

生物体信息测定用光学部件、生物体信息计算装置及方法

5

技术领域

本发明涉及用于通过对生物体组织进行光学测定，从而非侵袭性地计算体液中的葡萄糖、胆固醇、尿素、甘油三酯、蛋白质等的生物体信息测定用光学部件、生物体信息计算装置、生物体信息计算方法、程序以及记录介质。

10

背景技术

对用于测定生物体或溶液中的特定成分的现有的光学测定装置进行说明。

15

已有一种使具有一对平行相对的反射面的透明的衰减全发射元件（以下，称作 ATR 棱镜）与上下口唇密接，以测定血糖值的光学测定装置（例如，参照特开平 09-113439 号公报），将该现有的光学测定装置称为第一现有技术。

20

更具体地叙述，如作为以往的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图的图 12 所示，在将由硒化锌、硅或锗等形成的 ATR 棱镜 1201 放在嘴上并通过口唇 1203 对 ATR 棱镜 1201 施压的状态下，通过光纤 1202 使光入射到 ATR 棱镜 1201。

25

于是，在 ATR 棱镜 1201 的反射面和口唇 1203 的界面处反复进行一边稍微侵入口唇 1203 一边全反射（即衰减全反射），将出射到 ATR 棱镜 1201 外部的光利用光纤 1204 取出并分析。即，分析所发出光的光谱，通过计算作为测定对象的特定成分所易于吸收的波长的光的量，从而可以知道这种波长的光被特定成分吸收多少。这样，就可以定量地测定生物体中的特定成分。

30

另外，已有另一种光学测定装置，其使由 ZnSe 晶体等形成的 ATR 棱镜密接于口腔粘膜上后，向该 ATR 棱镜中入射 9~11 μ m 的激光，使之在

ATR 棱镜内部多重反射，通过对其衰减全反射光、散射反射光等进行分析，从而测定血糖值或血液中乙醇的浓度（例如参照福岛英生等 5 人、《血糖值的非侵袭测量法—光学葡萄糖传感器的研制》，BME，日本医用电子学和生物工程师协会（Japan Society of Medical Electronic and Biological Engineering），1991，第 5 卷，第 8 期，p.16—21）。将该以往的光学测定装置称为第二现有技术。

在 ATR 棱镜中行进的光略微侵入口唇后反射。

所反射的光受到存在于口唇中的体液中的各成分的影响，相比于侵入口唇前衰减。

10 于是，通过测定反射光的光量，可以测定体液中各成分的信息。

第一和第二现有技术将衰减波（evanescent wave）（所谓的渗入光）用于定量分析。

另外，已经存在一种生物体信息检测用触头，其包括：具有抵接在生物体组织上的凹部的抵接机构、从凹部内的一部分射出检测光的光检测机构、以及设于凹部内的其他部分并使检测光入射的检测光入射机构，抵接机构由具有比生物体组织的折射率还高的折射率的材料构成，在抵接机构和生物体组织抵接的状态中，检测光通过了嵌入到凹部的生物体组织后，入射到检测光入射机构（例如参照国际公开第 01/058355 号公报）。将该以往的生物体信息检测用触头称为第三现有技术。

20 对生物体组织的损伤小，并可简易且高精度地测定生物体的信息。

然而，在第一至第三现有技术中，来自太阳光、照明的光等、测定光源以外的光大多会成为干扰光。

因此，在上述的现有技术中，存在因干扰光引起的对生物体信息测定的负面影响的问题。

25 另外，在第一和第二现有技术中，衰减波（evanescent wave）浸入生物体的渗入深度可由公式（1）大概求得。

$$d = \frac{\lambda_0}{2\pi \sqrt{n_1^2 \sin^2 \theta_1 - n_2^2}} \quad \dots (1)$$

d: 渗入深度;

λ_0 : 真空中的波长;

n_1 : 第一介质的折射率;

n_2 : 第二介质的折射率;

5 θ_1 : 由第一介质向第二介质的入射角。

若针对将 ZnSe 晶体 ($n_1=2.0$) 用作 ATR 棱镜, $\lambda_0=10$ 微米, $\theta_1=45^\circ$ 的情况进行计算, 则由于生物体的折射率大约是 $1.3\sim 1.5$ 左右, 固 $n_2=1.41$ 时, $d=29$ 微米, 这表明可以得到与几十微米左右的表面及其附近的状态相关的信息。

10 在这里, 衰减波的电场随着深度以指数关系衰减下去。

因此, 使生物体组织密接 ATR 棱镜的生物体组织测定部是非常重要的。

然而, 第一和第二现有技术都只是将 ATR 棱镜放在口唇上或按压在口唇上。

15 因此, 使口唇和 ATR 棱镜密接是很困难的。

为此, 在第一和第二现有技术中, 正确的生物体信息的测定变得困难。

另外, 虽然在第三现有技术中使生物体组织在所形成的凹部中隆起, 能够选择性地测定所隆起的部位, 但依然同上述第一、第二现有技术一样, 生物体组织和生物体组织测定部的密接是非常重要的。

20 然而, 由于生物体组织和生物体组织测定部之间的密接非常困难, 故在生物体组织和生物体组织测定部之间的密接不充分的情况下, 光路长度变化, 正确的生物体信息的测定变得困难。

发明内容

25 本发明考虑了上述以往的问题, 其目的在于, 提供一种能够抑制由干扰光引起的对生物体信息测定的负面影响的生物体信息测定用光学部件、生物体信息计算装置、生物体信息计算方法、程序以及记录介质。

本发明之一是一种生物体信息测定用光学部件, 其中具备:

30 光学元件, 其具有: 将发出的光入射的入射面; 生物体组织所接触的接触面; 和出射面, 所述出射面将由所述生物体组织所接触的所述接触面

反射的光、或者经由所述生物体组织所接触的所述接触面而通过所述生物体组织而来的光出射；以及

光学元件罩，其以使所述接触面露出且包围所述光学元件的外周部的全部或一部分的方式设置。

- 5 本发明之二是在本发明之一所述的生物体信息测定用光学部件中，所述生物体组织的一部分进入的空间，形成于所述光学元件和所述光学元件罩之间。

本发明之三是在本发明之二所述的生物体信息测定用光学部件中，所述接触面突出到所述空间的外侧。

- 10 本发明之四是在本发明之二所述的生物体信息测定用光学部件中，还具备以覆盖所述空间的方式设置并能移动的空间罩；

所述空间罩，在被所述接触面所接触的所述生物体组织按压时，缩入到所述空间中。

- 15 本发明之五是在本发明之四所述的生物体信息测定用光学部件中，所述空间罩由弹性体保持着。

本发明之六是在本发明之二所述的生物体信息测定用光学部件中，还具备当所述生物体组织接触所述接触面时将所述空间减压的减压机构。

本发明之七是在本发明之六所述的生物体信息测定用光学部件中，还具备以覆盖所述空间的方式设置的、具有窗口并能移动的空间罩；

- 20 所述空间罩在被所述接触面所接触的所述生物体组织按压时，缩入到所述空间中；

所述减压机构通过所述窗口进行排气，以将所述空间减压。

本发明之八是在本发明之一所述的生物体信息测定用光学部件中，还具备设置于所述光学元件罩外面的全部或一部分的减光机构。

- 25 本发明之九是在本发明之八所述的生物体信息测定用光学部件中，所述减光机构是反射光的光反射体、吸收光的光吸收体、以及散射光的光散射体中的至少一种。

本发明之十是在本发明之一所述的生物体信息测定用光学部件中，所述接触面具有沟槽。

- 30 本发明之十一是在本发明之十所述的生物体信息测定用光学部件中，

所述光学元件的折射率为 1.55 以上。

本发明之十二是在本发明之一所述的生物体信息测定用光学部件中，所述接触面具有曲面。

本发明之十三是在本发明之一所述的生物体信息测定用光学部件中，
5 所述光学元件罩的端面的接触所述生物体组织的部分具有曲面。

本发明之十四是一种生物体信息计算装置，其中具备：

本发明之一所记载的生物体信息测定用光学部件；

发出所述光的光源；

检测由所述出射面出射的所述光的光检测器；和

10 根据所述检测结果，计算与具有所述生物体组织的生物体相关的生物体信息的计算部。

本发明之十五是在本发明之十四所述的生物体信息计算装置中，被计算的所述生物体信息是与所述生物体组织所包含的物质的浓度相关的信息。

15 本发明之十六是一种生物体信息计算方法，是利用生物体信息测定用光学部件的生物体信息计算方法，所述生物体信息测定用光学部件具有：光学元件，其具有将发出的光入射的入射面、生物体组织所接触的接触面、和将由所述生物体组织所接触的所述接触面反射的光，或者经由所述生物体组织所接触的所述接触面且通过所述生物体组织而来的光出射的出射
20 面；以及光学元件罩，其以使所述接触面露出且包围所述光学元件的外周部的全部或一部分的方式设置；其中所述生物体信息计算方法具备：

发出所述光的发光步骤；

检测由所述出射面出射的所述光的光检测步骤；

25 根据所述检测结果，计算与具有所述生物体组织的生物体相关的生物体信息的计算步骤。

本发明之十七是一种程序，是用于使计算机执行本发明之十六所述的生物体信息计算方法的、根据所述检测结果来计算与具有所述生物体组织的生物体相关的生物体信息的计算步骤。

30 本发明之十八是一种介质，是存储了本发明之十七所述的程序的记录介质，是可由计算机读取的记录介质。

本发明具有能够抑制由干扰光引起的对生物体信息测定的负面影响的优点。

附图说明

5 图 1 (a) 是本发明第 1 实施方式的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图；(b) 是本发明第 1 实施方式的生物体信息测定用光学部件的侧视图；(c) 是本发明第 1 实施方式的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图。

图 2 是本发明实施方式的生物体组织测定部 213 和棱镜罩 214 成为分离体的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图。

10 图 3 (a) 是本发明第 2 实施方式的动作前的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图；(b) 是本发明第 2 实施方式的动作后的、即使生物体组织接触了生物体组织测定部 313 的状态的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图；(c) 是本发明第 2 实施方式的动作前的生物体信息测定用光学部件的沿 A-A' 线的剖面图。

15 图 4 是本发明第 3 实施方式的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图。

图 5 (a) 是本发明实施方式的、生物体组织测定部 513 具有沟槽 515 的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图；(b) 是本发明实施方式的、生物体组织 599 密接在沟槽 551 上而光 552 透过所密接的生物体组织 599 中时的示意图。

20 图 6 是本发明的实施方式的、具备与生物体组织接触的部分成为球状的生物体组织测定部 613 的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图。

图 7 是本发明实施方式的、具备与生物体组织所接触部分成为球状棱镜罩 714 的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图。

图 8 是本发明第 4 实施方式的生物体信息计算装置的示意图。

25 图 9 是本发明实施方式的、在吸气孔 441 设有单向阀 911 的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图。

图 10 (a) 是本发明实施方式的、生物体组织测定部 1013 具有沟槽 1015 的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图；(b) 是本发明实施方式的、生物体组织 1099 密接在沟槽 1051 上，光 1052 透过了所密接的生物体组织 1099 中时的示意图。

30

图 11 (a) 是本发明实施方式的、具有作为光纤端部而带有生物体组织测定部 1113 的光纤束 1100、1101 的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图；(b) 是本发明实施方式的、生物体组织 1199 密接于间隙 1151 而光 1152 透过所密接的生物体组织 1199 中时的示意图。

5 图 12 是以往的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图。

图中：11—光入射面，12—光出射面，13—生物体组织测定部，14—棱镜罩，15—生物体组织收纳部，16—减光机构，100—棱镜，331—生物体组织收纳部罩，332—切口，333—弹簧，334—凹槽部，441—吸气孔，499—泵，551—沟槽，552—光，881—光源，882—光检测器，883—计算
10 部。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施方式。

(第 1 实施方式)

15 首先，主要参照图 1 (a) ~ (c)，说明本发明实施方式的生物体信息测定用光学部件的结构。

在这里，图 1 (a) 是本发明第一实施方式的生物体信息测定用光学部件的俯视图；图 1 (b) 是本发明第一实施方式的生物体信息测定用光学部件的侧视图；图 1 (c) 是本发明第一实施方式的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图。
20

如图 1 (b) 所示，本实施方式的生物体信息测定用光学部件由光入射面 11、光出射面 12、生物体组织测定部 13、棱镜罩 14、生物体组织收纳部 15 组成。

也就是说，本实施方式的生物体信息测定用光学部件，包括：棱镜 100，
25 其具有将所发出的光入射的光入射面 11、相当于口唇等生物体组织（图中未示出）所接触的接触面的生物体组织测定部 13、以及将由生物体组织所接触的生物体组织测定部 13 反射的光射出的光出射面 12；以及棱镜罩 14，其以使生物体组织测定部 13 露出且包围棱镜 100 的外周部的方式设置。

棱镜 100 的材料，可以使用与测定中所利用的光的波长相对应的器件。

30 另外，作为棱镜 100 的材料的具体例，举例如下：硅、锗、SiC、金

金刚石、ZnSe、ZnS、熔融石英、氟化钙、塑料和 KrS 等。

在这里，在测定像葡萄糖一样、在波数 1033cm^{-1} 、 1080cm^{-1} 等的中红外区域以及波长 $1\sim 2.5\mu\text{m}$ 的近红外区域具有吸收峰值的物质时，优选在中红外区域中，在大约 $1000\sim 1100\text{cm}^{-1}$ 的波数区域具有高透过率的材料。

- 5 根据这种观点，棱镜 100 的材料，优选为成为上述透过率较低的原因硼或磷等杂质的含量低的硅或锗。另外，硼或磷等杂质的含量越少，硅或锗的电阻率越高。因此，优选其电阻率为 $100\Omega\text{cm}$ 以上，更优选其电阻率 $1500\Omega\text{cm}$ 以上。

- 10 在近红外区域的情况下，棱镜 100 的材料是硅、或高折射率的塑料，在是硅的情况下，基于同样的理由，优选电阻率为 $100\Omega\text{cm}$ 以上，电阻率是 $1500\Omega\text{cm}$ 以上为最佳。另外，棱镜 100 的材料也可以是氟化钙、熔融石英等。

如图 1 (b) 所示，生物体组织测定部 13 比生物体组织的一部分所进入的一侧的棱镜罩 14 的端面还向生物体组织容纳部 15 的外侧突出。

- 15 在这里，虽然在测定时使作为测定对象的生物体组织接触生物体组织测定部 13，但通过使生物体组织测定部 13 比棱镜罩 14 突出，从而使生物体组织和生物体组织测定部 13 的接触压力提高来提高密接性。

如图 1 (c) 所示，棱镜罩 14 被设置成在生物体组织测定部 13 的外周部环绕生物体组织测定部 13。

- 20 另外，在该棱镜罩 14 中设有减光机构 16。

减光机构 16 只要是减小光入射到光检测器的概率的器件就可以，可以由光吸收体、光散射体和光反射体中的任何一个构成。

作为光吸收体的具体例，可以列举吸收被认为是干扰光的各种波长的光的光学薄膜等。

- 25 更具体地，优选以适当厚度的单层膜或多层膜形成这种光学薄膜，以便使光在膜内多重干涉而高效地吸收不需要的光。

另外，作为这种光学薄膜的材料的具体例，可列举如下：Cu、Cr、Mo、Fe、Ni、非晶硅、SiC、Ge、 WSi_2 、Ti、TiN、Ta、TiW、Co、SiGe、 TiSi_2 、 CrSi_2 、 MoSi_2 、 FeSi_2 、 NiSi_2 、CrN、 MoN_2 、 SiO_2 、 Al_2O_3 和 TiO_2 等。

- 30 此外，作为这种光学薄膜的形成方法的具体例，可列举如下：化学气

相生长法、等离子气相生长法、光 CVD 法、真空蒸镀法、液相外延法、溶胶-凝胶法、阳极氧化反应法、氧化还原法、激光磨蚀法 (laser abrasion) 等。

5 作为光散射体的具体例子，可以举出以使光散射的方式用喷射加工等将棱镜罩 14 的表面粗糙化的器件。

作为光反射体的具体例子，可以举出由铝等形成的光学薄膜。

另外，如图 1 (b) 所示，生物体组织收纳部 15 设置于生物体组织接触部 13 和棱镜罩 14 之间，且成为凹部。

10 而且，棱镜 100 对应于本发明的光学元件，棱镜罩 14 对应于本发明的光学元件罩、减光机构 16 对应于本发明的减光机构。

以下，说明本实施方式的生物体信息测定用光学部件的动作。

首先，使生物体组织接触生物体组织测定部 13。

其后，若进一步按压下去，则生物体组织进入到生物体组织收纳部 15 中去。

15 这样，通过使生物体组织进入生物体组织收纳部 15，从而提高了生物体组织和生物体组织测定部 13 的密接性。

棱镜罩 14 通过设置在生物体组织测定部 13 的外周，而形成生物体组织收纳部 15，以防止室内的照明光、太阳光、来自人体的辐射、其他对测定产生负面影响的干扰光入射到生物体组织测定部 13 中。

20 另外，虽然例示了将生物体信息测定用光学部件一体地形成的情况的例子，但是可以如作为本发明实施方式的生物体组织测定部 213 和棱镜罩 214 成为分离体的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图的图 2 所示，在棱镜 214 中另做成设有减光机构 216 的部分，然后将具有光入射面 211、生物体组织测定部 213 的部分组装。此外，在具有光入射面 211、生物体组织测定部 213 等的部分的外侧面中、即使进行了组装也露出到外部的部分
25 (除了光入射面 211 和光出射面，而且在图 2 中覆以阴影) 中，也可以设有用于防止干扰光入射到生物体组织测定部 213 的减光机构。

(第二实施方式)

30 首先，主要参照图 3 (a) ~ (c)，说明本实施方式的生物体信息测

定用光学部件的结构。

在这里，图 3（a）是本发明第二实施方式的动作前的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图；图 3（b）是本发明第二实施方式的动作后的、即使生物体组织接触了生物体组织测定部 313 的状态的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图；图 3（c）是本发明第二实施方式的动作前的生物体信息测定用光学部件的沿 A—A' 线的剖面图。

本实施方式的生物体信息测定用光学部件的结构，与上述第一实施方式的生物体信息测定用光学部件的结构类似，只是备有生物体组织收纳部罩 331。在该生物体组织收纳部罩 331 中设置有：与生物体组织测定部 313 实质上具有相等尺寸和形状的凹槽部 334，以及从凹槽部 334 的四角开始沿着与 A—A' 线平行的方向设置的切口 332（在图 3（a）中用虚线表示）。

由于设置有凹槽部 334 以及切口 332，故生物体组织收纳部罩 331，可如图 3 所示在接触棱镜 300 的同时而缩入其中。

根据这种观点，生物体组织收纳部罩 331 的材料，优选为具有硅橡胶、天然橡胶等的适度弹性的橡胶。

如图 3（c）所示出的，由于设有弹簧 333，故生物体组织收纳部罩 331 在将生物体组织按压到生物体组织测定部 313 上时缩入，而在生物体组织从生物体组织测定部 313 中离开时，恢复到原来的状态。

另外，由于通过设置弹簧 333，从而能够通过适当地选择弹簧 333 的弹簧常数来设计使生物体组织收纳部罩 331 缩入所需的力，因此可以实现用于提高密接性的最佳设计。

而且，生物体组织收纳部罩 331 对应于本发明的空间罩。

以下，说明本实施方式的生物体信息测定用光学部件的动作。

如图 3（a）所示，在使生物体组织接触生物体组织测定部 313 的前一阶段，生物体组织收纳部 315 由生物体组织收纳部罩 331 封闭。

因此，即使在保管生物体信息测定用光学部件的情况等下，尘埃、灰尘等杂物也难于进入生物体组织收纳部 315 中。

在生物体组织被压抵在生物体组织测定部 313 的情况下，生物体组织收纳部罩 331 借助将生物体组织压抵在生物体组织测定部 313 的压力，如图 3（b）所示出的那样缩入。

由于在生物体组织收纳部罩 331 上设有如图 3 (a) 所示的凹槽部 334 以及切口 332, 因此生物体组织收纳部罩 331 能够如图 3 所示那样地缩入。

由于如图 3 (c) 所示设有弹簧 333, 因此生物体组织收纳部罩 331 在将生物体组织按压向生物体组织测定部 313 时缩入, 而在生物体组织从生物体组织测定部 313 离开时恢复原始状态。

此外, 可以用橡胶等弹性体来替代弹簧 333。

另外, 虽然在生物体组织收纳部罩 331 中并不一定设置如设置于棱镜罩 314 上的减光机构 316 那样的减光机构, 但也可以将减光机构设置成用于防止来自生物体组织的辐射。

10

(第三实施方式)

首先, 主要参照图 4 说明本实施方式的生物体信息测定用光学部件的结构。

在这里, 图 4 是本发明的第三实施方式的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图。

本实施方式的生物体信息测定用光学部件的结构与上述第二实施方式的生物体信息测定用光学部件的结构类似, 只是设有棱镜 400 和贯通棱镜罩 414 的底面部分的吸气孔 441。

当然, 在生物体组织收纳部罩 431 上与吸气孔 441 重合的为位置也设置圆形的开口。

因此, 泵 499 在生物体组织收纳部罩 431 被接触在棱镜 400 上的生物体组织按压而缩入到生物体组织收纳部 415 中时, 通过那样的开口而进行排气, 从而能够使生物体组织收纳部 415 的内部减压。

另外, 泵 499 对应于本发明的减压机构。

以下, 说明本实施方式的生物体信息测定用光学部件的动作。

在使生物体组织接触到生物体组织测定部 413 后, 用泵 499 通过吸气孔 441 进行吸气。

于是, 通过使生物体组织收纳部 415 内部成为负压而提高密接性。

另外, 用于进行吸气的孔, 可以设置为贯通棱镜罩 414 的侧面部。当然, 在这种情况下, 也可以根据用于进行吸气的孔的位置, 不在生物体组

织收纳部罩 431 上设置窗口。

此外,虽然示出了使用泵 499 的例子,但也可以如作为本发明的实施方式的、在吸气孔 441 设有单向阀 911 的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图的图 9 所示,在吸气孔 441 上设置具有止回阀的单向阀 911。更具体地,也可以利用如下的吸盘结构,其在将生物体组织按压在生物体组织测定部 413 上时,若生物体组织充满生物体组织收纳部 415,则生物体组织收纳部 415 内部的空气从吸气孔 441 通过单向阀 911 而被排气,生物体组织密接在生物体组织测定部 413 上。

以上,对第一至第三实施方式进行了详细的说明。

(A) 另外,虽然说明了生物体组织测定部是大致平面状的情况,也可以如作为本发明的实施方式的、生物体组织测定部 513 具有沟槽 515 的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图的图 5(a),以及作为本发明的实施方式的、生物体组织 599 密接在沟槽 551 上且光 552 透过所密接的生物体组织 599 中时的示意图的图 5(b) 所示,利用生物体组织测定部 513 具有沟槽 515 的棱镜 500。

如图 5(b) 所示,使生物体组织 599 密接在设置于生物体组织测定部 513 上的多个沟槽 551 上,使光 552 透过所密接的生物体组织 599 来进行测定。

由此,介由生物体组织 599 所接触的生物体组织测定部 513 并通过生物体组织 599 而来的光 552 的光路长度,由多个沟槽 551 的单个尺寸来决定。

$$A = \sum \xi_i C_i l \quad \dots(2)$$

A: 吸光度;

i: 成分的序号;

ξ_i : 第 i 成分的摩尔吸光系数;

C_i : 第 i 成分的浓度;

l: 透过介质的光路长度。

因此,由公式(2)所示的朗伯-比尔定律可以明白,光路长度由沟槽 551 的尺寸机械地决定,能够进行更高精度的测定。优选棱镜 500 的折射率为比生物体的折射率 1.3~1.5 高的 1.55 以上,以便从形成多个沟槽

551 中的一个沟槽的一个面发射出的光 552, 在一个面和生物体组织 599 之间的界面折射, 在生物体组织 599 内直线行进, 一直到达形成该沟槽的其他面与生物体组织 599 之间的界面, 由该界面再次折射而返回其他面(参照图 5 (b))。

5 当然, 虽然说明了设置有多个沟槽的情况, 也可以如作为本发明的实施方式的、生物体组织测定部 1013 具有沟槽 1015 的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图的图 10 (a); 以及作为本发明的实施方式的、生物体组织 1099 密接在沟槽 1051 上, 光 1052 透过所密接的生物体组织 1099 中时的示意图的图 10 (b) 所示, 利用生物体组织测定部 1013 具有一个沟槽
10 1015 的棱镜 1000。

(B) 另外, 也可以如作为本发明的实施方式的、具备与生物体组织所接触部分成为球状的生物体组织测定部 613 的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图的图 6 所示, 将生物体组织测定部 613 做成曲面。

如此, 在将生物体组织按压到棱镜 600 的生物体组织测定部 613 上时,
15 能够减轻痛感。

另外, 由于生物体组织测定部 613 的外周的曲面针对任何方向均是圆球状, 因此可以确实地减轻痛感。

此外, 生物体组织变得更容易导入生物体组织收纳部 615, 相比于生物体组织测定部 613 的外周部不是曲面的情况, 生物体的变形变得更加缓和, 能够使生物体组织和生物体组织测定部 613 的密接性提高。
20 和, 能够使生物体组织和生物体组织测定部 613 的密接性提高。

当然, 也可以在将生物体组织测定部 613 的外周部做成曲面的同时, 在生物体组织测定部 613 上设置像沟槽 551 那样的沟槽。

(C) 再有, 也可以如作为本发明的实施方式的、具备与生物体组织所接触部分成为球状的棱镜罩 714 的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图的图 7 所示, 将棱镜罩 714 的端面的、与生物体组织接触的部分做成曲面。
25 的图 7 所示, 将棱镜罩 714 的端面的、与生物体组织接触的部分做成曲面。

做成这样是优选的, 因为在将生物体组织按压在生物体组织测定部 713 上时能够减轻痛感, 并且生物体组织变得更容易导入到生物体组织收纳部 715 中。

(D) 还有, 虽然说明了利用棱镜的情况, 也可以如作为本发明的实施方式的、具有作为光纤端部而带有生物体组织测定部 1113 的光纤束
30 实施方式的、具有作为光纤端部而带有生物体组织测定部 1113 的光纤束

1100、1101 的生物体信息测定用光学部件的鸟瞰图的图 11 (a)，以及作为本发明的实施方式的、生物体组织 1199 密接于间隙 1151 且光 1152 透过所密接的生物体组织 1199 中时的示意图的图 11 (b) 所示，利用光纤束 1100、1101。

5 光 1152 从光入射面 1111 入射到光纤束 1100，通过光纤束 1100，并从间隙 1151 侧的光纤的端部入射到生物体组织 1199。接着，光 1152 从生物体组织 1199 射出，从光纤束 1101 的间隙 1151 侧的光纤的端部入射到光纤束 1101，通过光纤束 1101，而从光出射面 1112 射出。

10 做成这样是优选的，因为可以实现生物体信息测定用光学部件的轻巧化。

(第四实施方式)

首先，主要参照图 8，说明本实施方式的生物体信息计算装置的结构。在这里，图 8 是本发明的第四实施方式的生物体信息计算装置的示意图。
15 图。

本实施方式的生物体信息计算装置由以下部件构成：发出光的光源 881、上述第一实施方式中说明的生物体信息测定用光学部件 1、检测由棱镜 100 射出的光的光检测器 882 以及根据检测结果来计算与具有生物体组织的生物体相关的生物体信息的计算部 883。

20 当然，在光源 881 和生物体信息测定用光学部件 1 之间，可以设置使用了光栅的分光装置和傅里叶变换分光装置等分光器（图中未示出）。

光源 881 是 LD、LED、卤素光源、半导体激光器、将 SiC 烧结成棒状的碳硅棒（Globar）光源、CO₂ 激光器、钨灯等发出作为测定对象的测定成分的吸收波长的光的机构。另外，对于光源 881 是 LED 的情况进行
25 图示。

在测定像葡萄糖一样在波数 1033cm⁻¹、1080cm⁻¹ 等中红外区域以及波长 1~2.5μm 的近红外区域具有吸收峰值的物质的情况下，在以中红外光进行测量时，从可以覆盖比较宽的波长范围而且即使在大约 10μm 的长波长区域也能良好发光的观点出发，光源 881 优选为碳硅棒光源。另外，在
30 测定从 1000nm 到 2500nm 的近红外区域的情况下，光源 881 优选为卤素

光源。

这样，希望所发出的光，包含波长为 1000nm 和 10000nm 之间的光。

光检测器 882 在中红外区域的情况下，是利用水银、碲、镉的混晶的 MCT 检测器、热电传感器、DTGS 检测器、热敏电阻、热电堆(thermopile)、
5 高莱探测器(Colay cell)等；在近红外区域的情况下，是 PbS 检测器、InSb 检测器、PbSe 检测器、InGaAs 检测器、Si 检测器等机构。

计算部 883 是计算机。

作为所计算的生物体信息的具体例，可列举为与葡萄糖、甘油三酯、尿素、胆固醇(总胆固醇)以及蛋白质等的浓度相关的信息。

10 另外，光源 881 对应于本发明的光源，光检测器 882 对应于本发明的光检测器，计算部 883 对应于本发明的计算部。

以下，说明本实施方式的生物体信息计算装置的动作。

此外，在说明本实施方式的生物体信息计算装置的动作的同时，说明本发明的生物体信息计算方法的一个实施方式。

15 通过光源 881 所发射出的光 852，入射到生物体信息检测用光学部件 1。

入射到生物体信息检测用光学部件 1 的光 852，被与生物体组织测定部 13 接触的生物体组织透过·散射·吸收，由生物体信息测定用光学部件 1 的出射面 12 射出。

20 由生物体信息测定用光学部件 1 射出的光 852，被光检测器 882 检测。计算部 883，利用由光检测器 882 检测出的结果，计算生物信息。

按照本实施方式，由于利用上述第一实施方式所说明的生物体信息检测用光学部件 1，故能够减轻由生物体组织测定部以外的面入射的杂光的影响，可以提高生物体组织和光学元件的密接性，稳定且容易地计算被检测样品中目标成分的浓度，例如在医疗用途的体液成分的测定中
25 有用。

另外，本发明的程序是用于使计算机执行上述本发明的生物体信息计算方法的全部或者一部分的步骤的动作的程序，是与计算机协同动作的程序。

此外，本发明的记录介质是存储了用于使计算机执行上述本发明的生物体信息计算方法的全部或者一部分的步骤的全部或者一部分动作的程
30

序的记录介质，是可以由计算机读取，且所读取的所述程序和所述计算机协同来执行所述动作的记录介质。

进而，本发明的上述“一部分步骤”是指这多个步骤中的一个或多个步骤。

5 另外，本发明的上述“步骤的工作”是指所述步骤的全部或一部分动作。

再者，本发明的程序的一个使用方式，也可以是记录在可由计算机读取的记录介质上，并与计算机协同动作的方式。

此外，本发明的程序的另一个使用方式，也可以在传送介质中传送，
10 由计算机读取，并与计算机协同而动作的方式。

再有，作为记录介质，包括 ROM 等；作为传送介质，包括因特网、光·电波·声波等。

还有，上述本发明的计算机，不限于 CPU 等单纯硬件，也可以是固件（firmware）或 OS，还有包括外部设备的器件。

15 而且，如上所述，本发明的结构可以通过软件来实现，也可以通过硬件来实现。

（工业上的可利用性）

本发明所涉及的生物体信息测定用光学部件、生物体信息计算装置、
20 生物体信息计算方法、程序、以及记录介质，能够抑制由干扰光引起的对生物体测定的负面影响，是有用的。

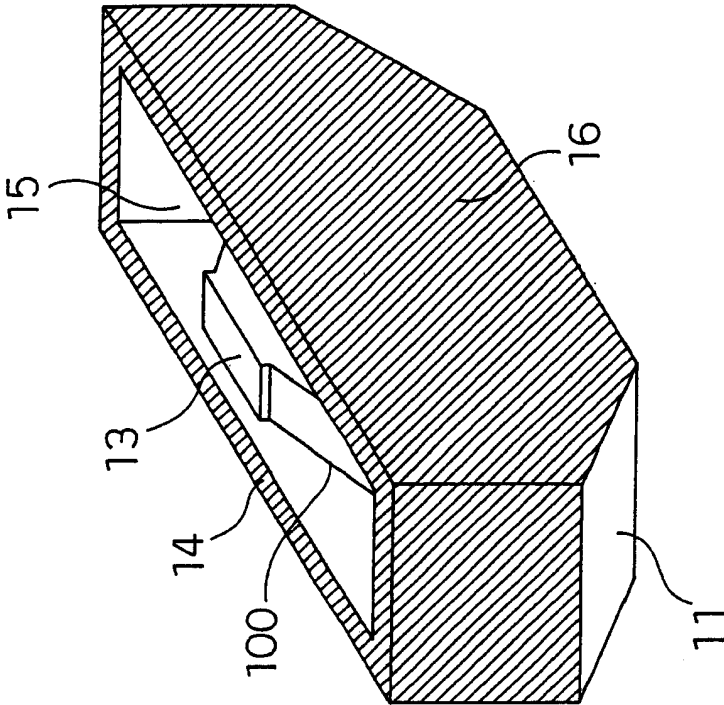


图 1(c)

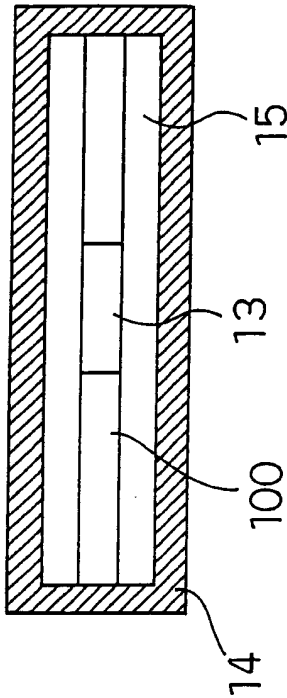


图 1(a)

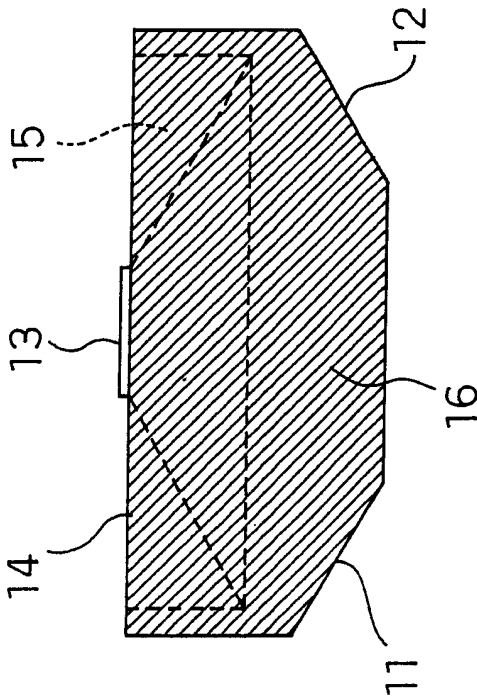


图 1(b)

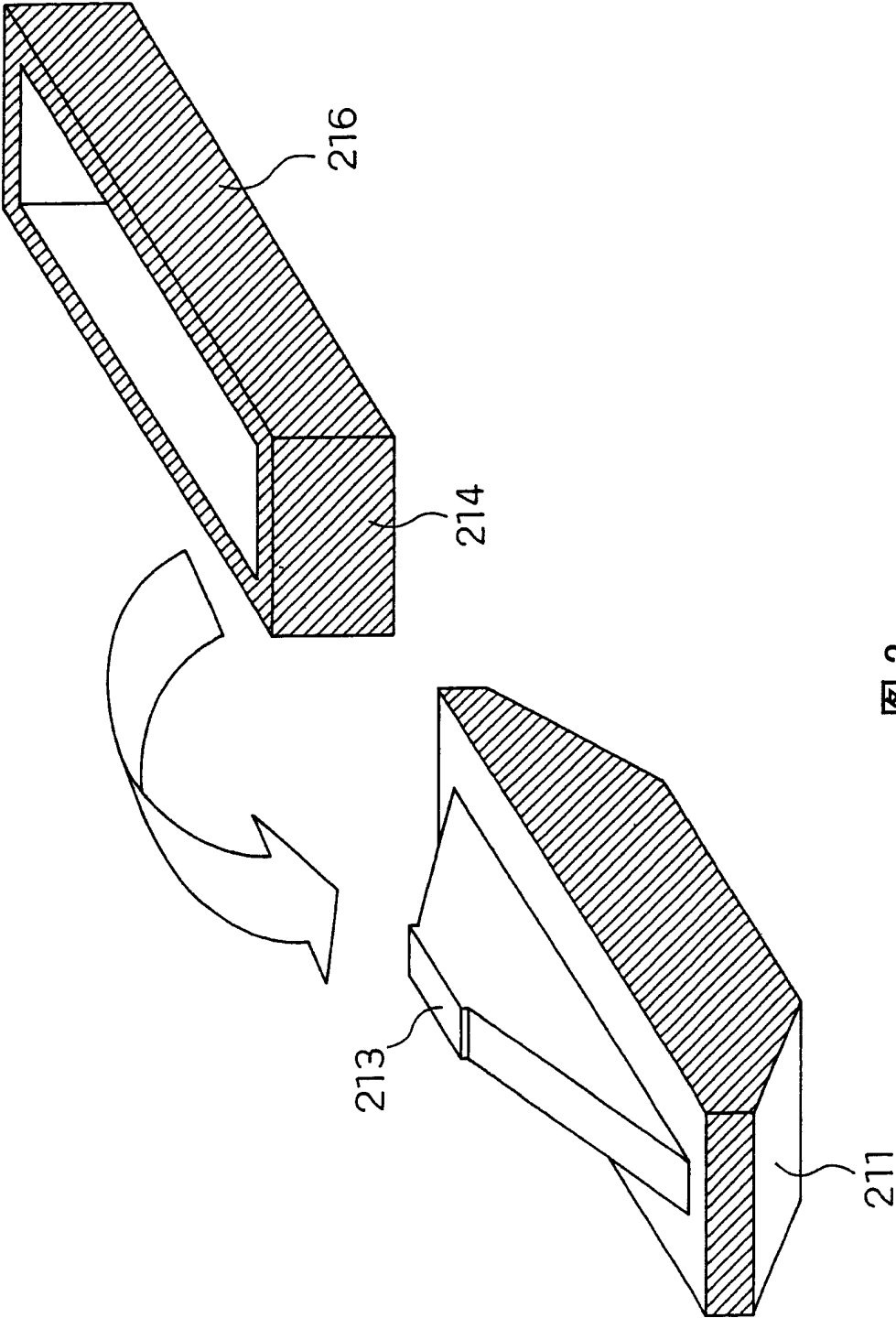


图 2

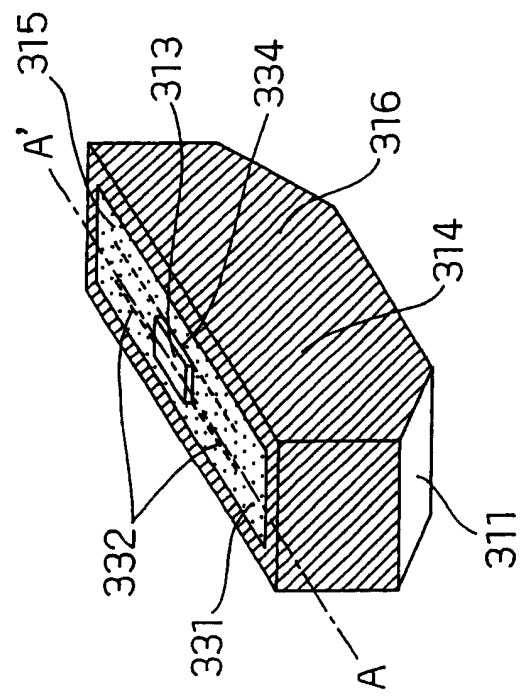


图 3(a)

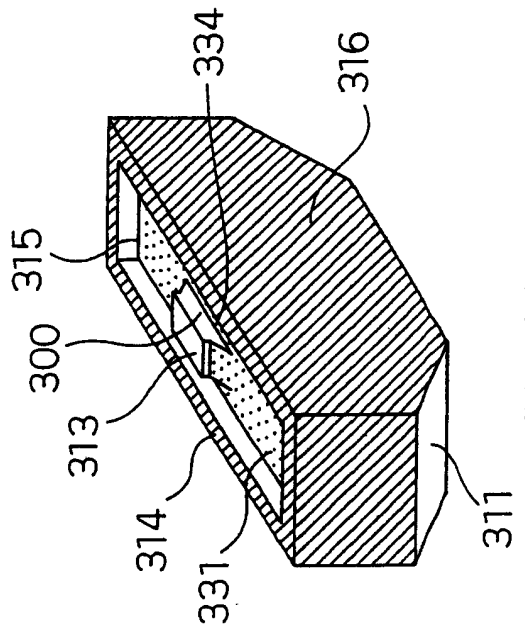


图 3(b)

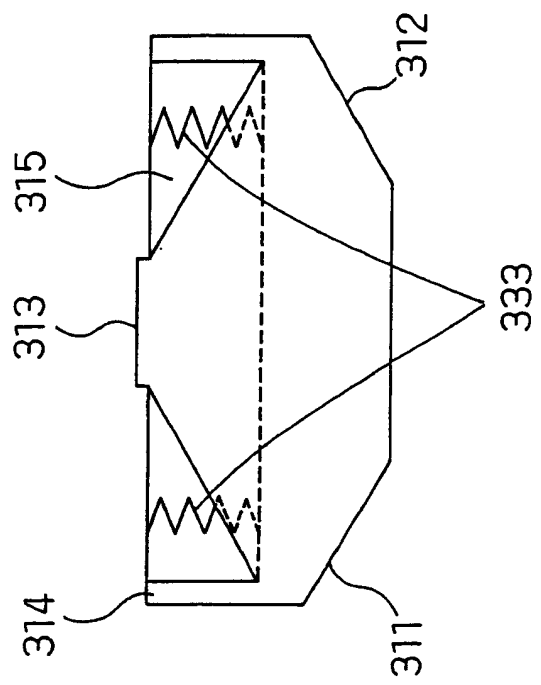


图 3(c)

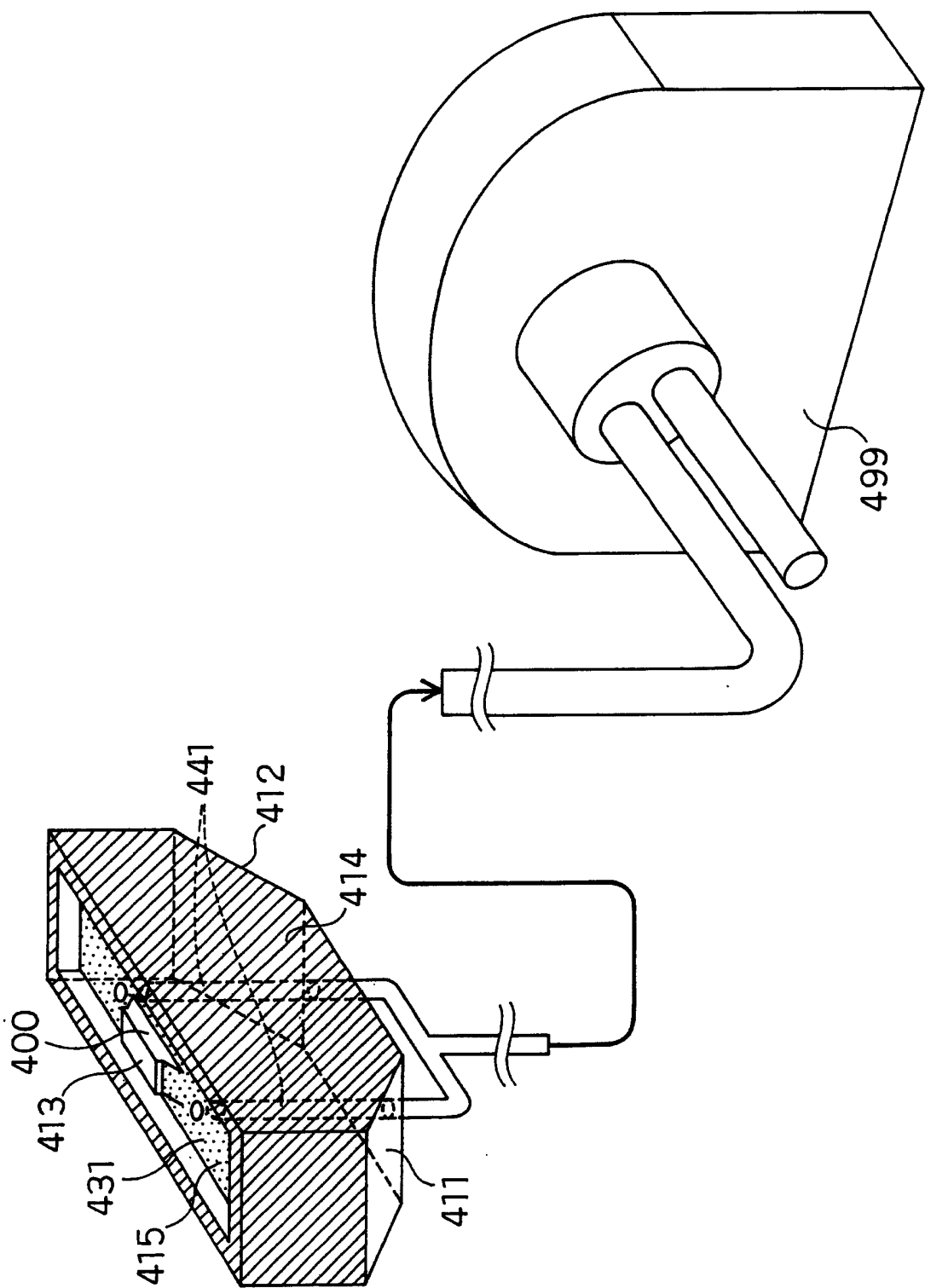


图 4

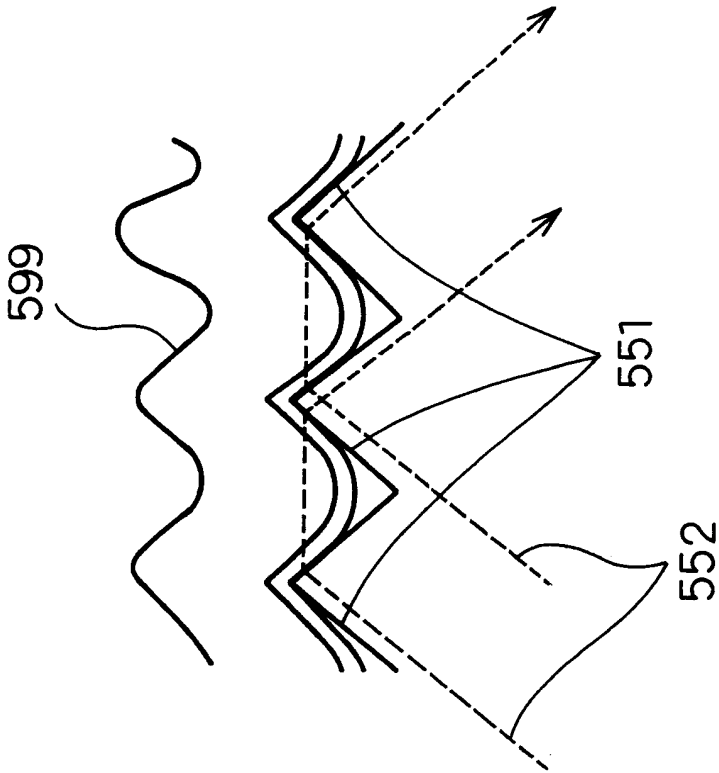


图 5 (b)

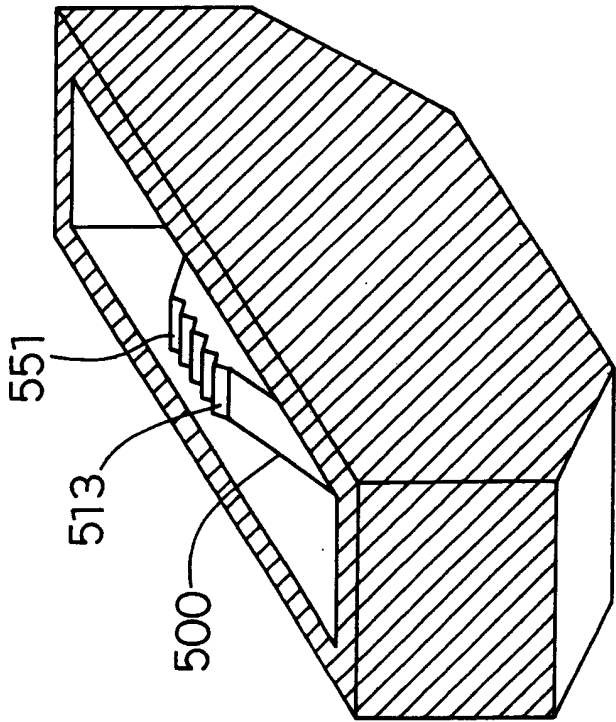


图 5 (a)

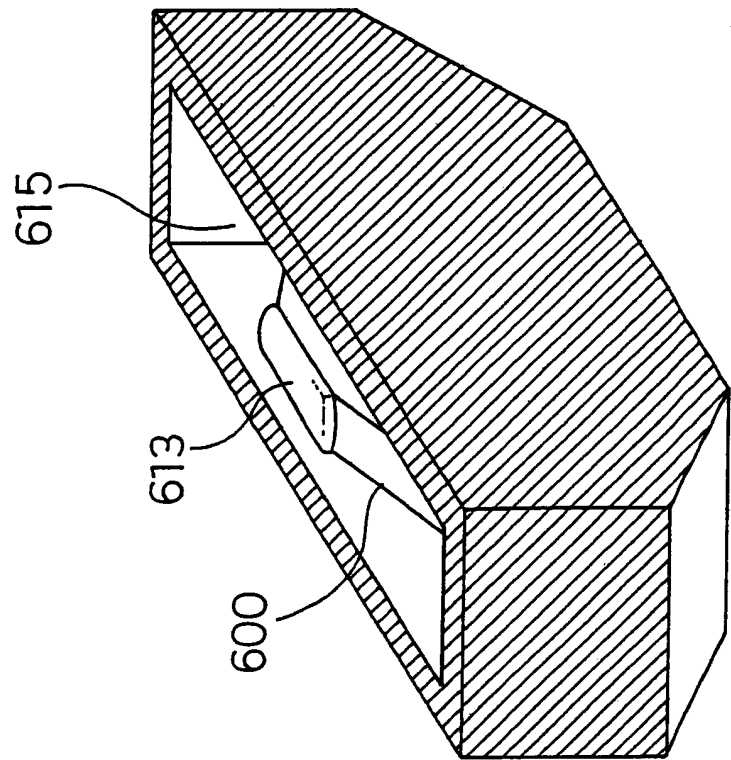


图 6

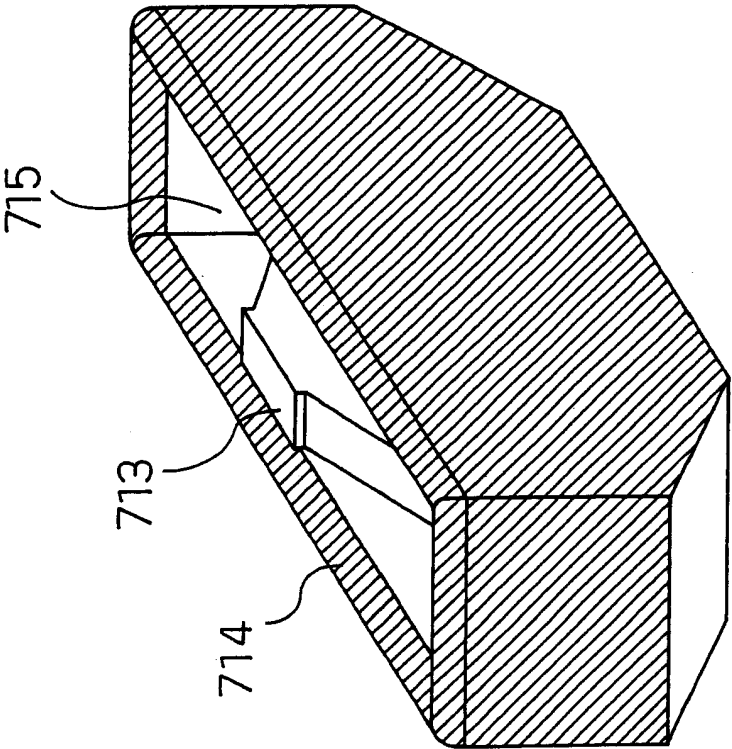


图 7

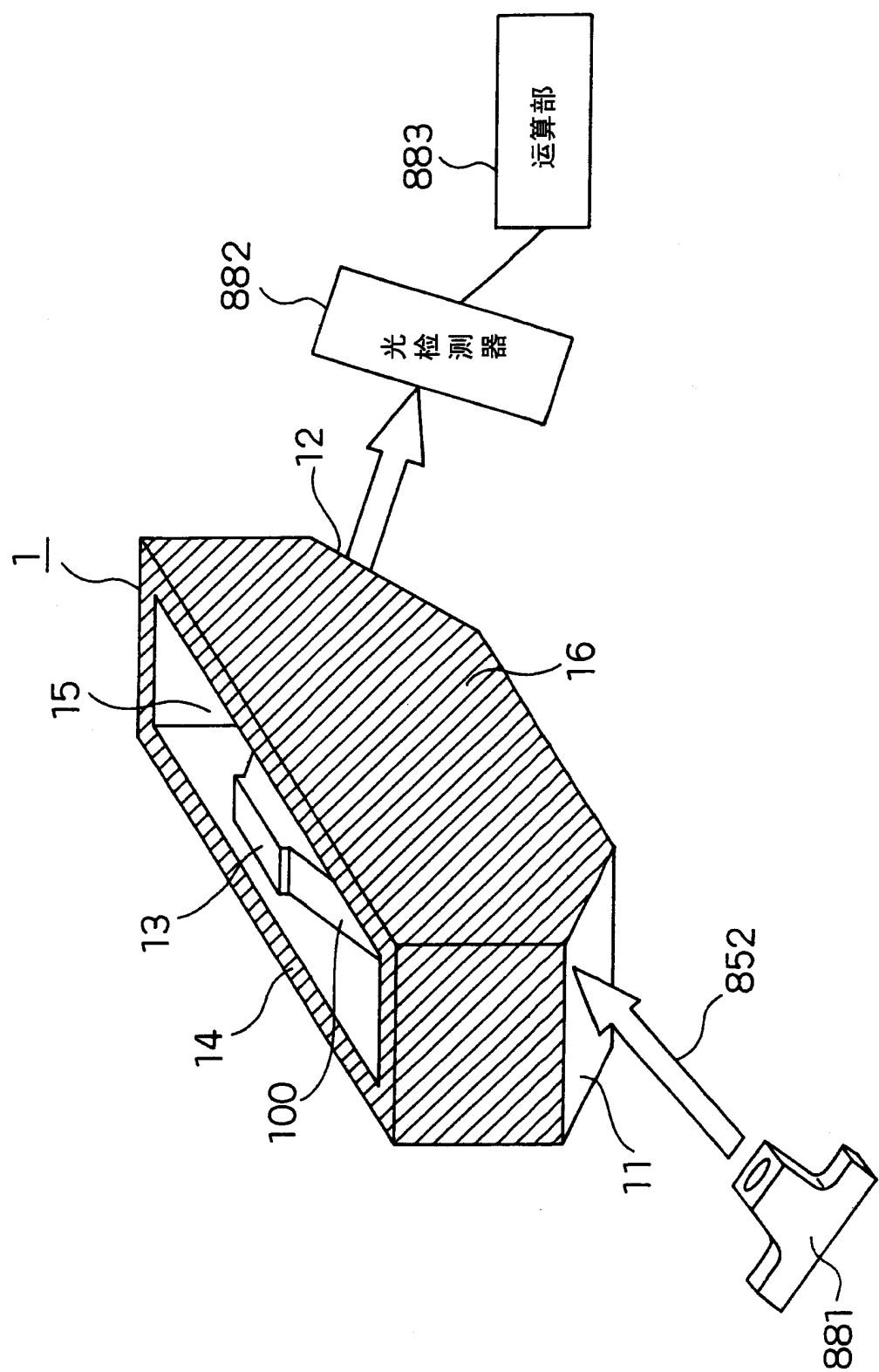


图 8

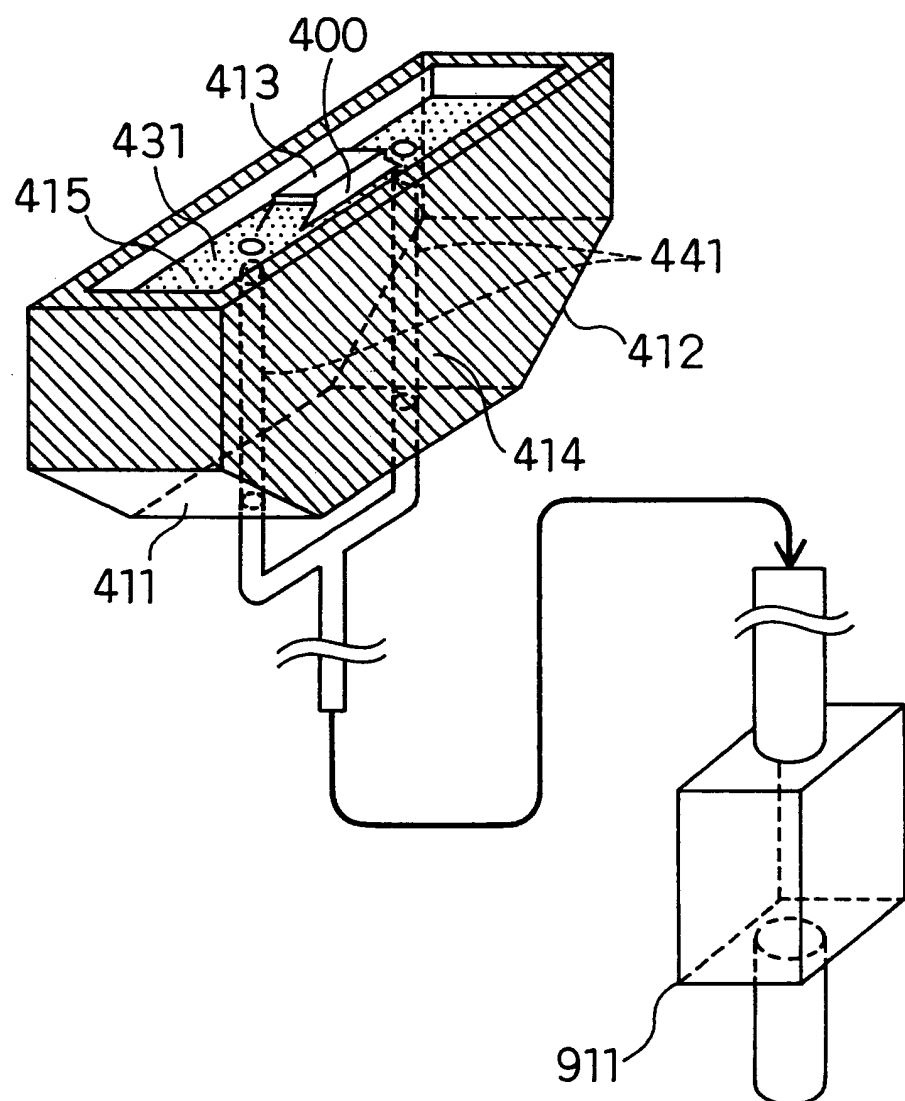


图 9

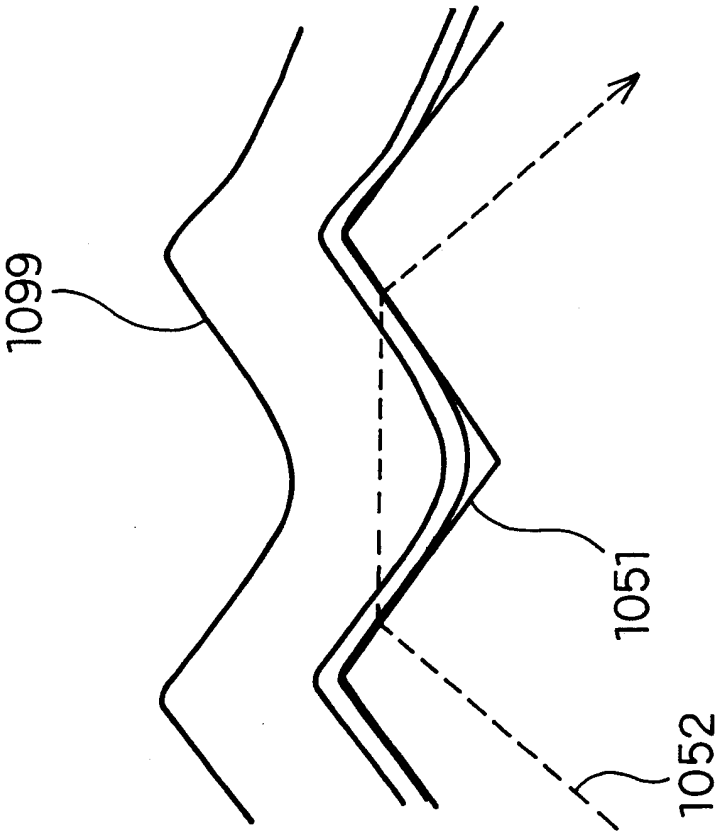


图 10(b)

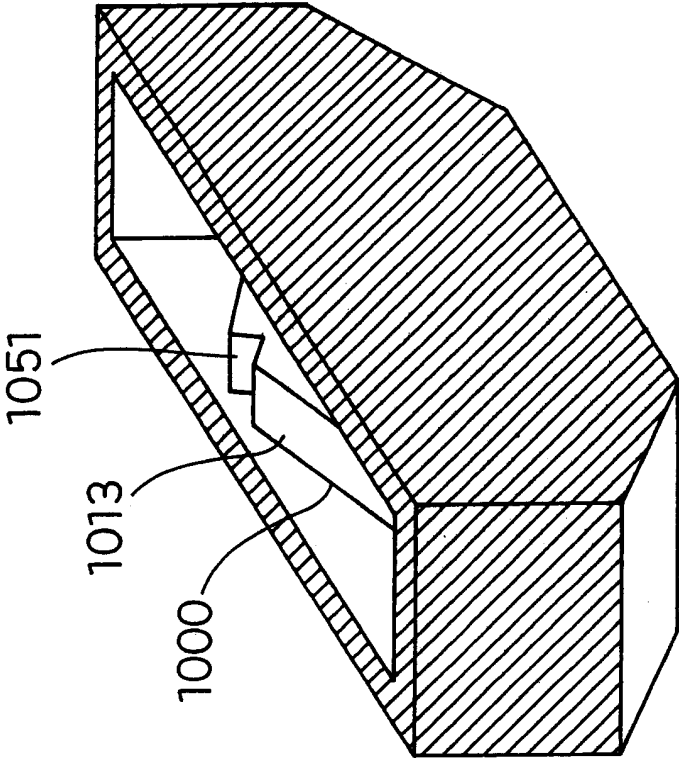


图 10(a)

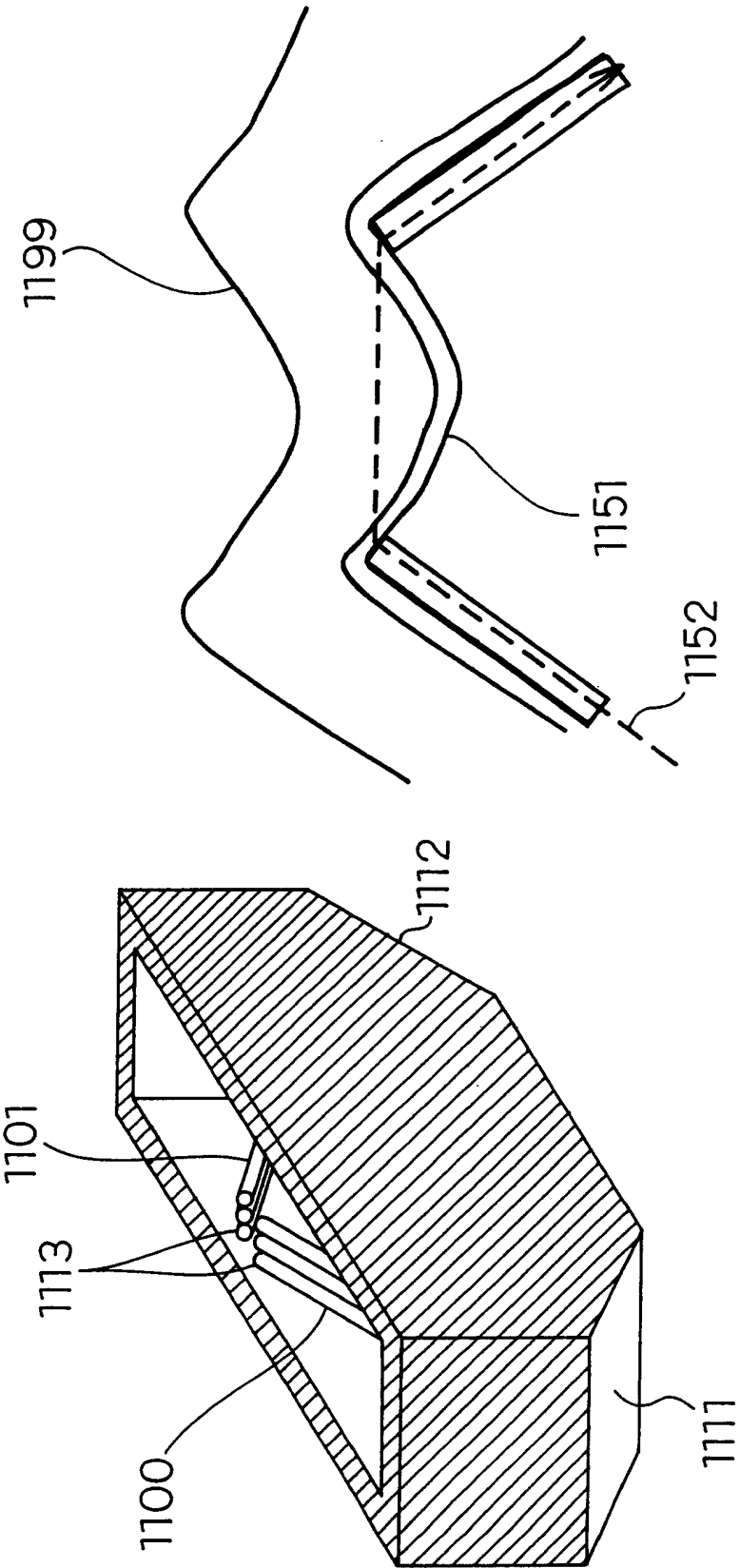


图 11(a)

图 11(b)

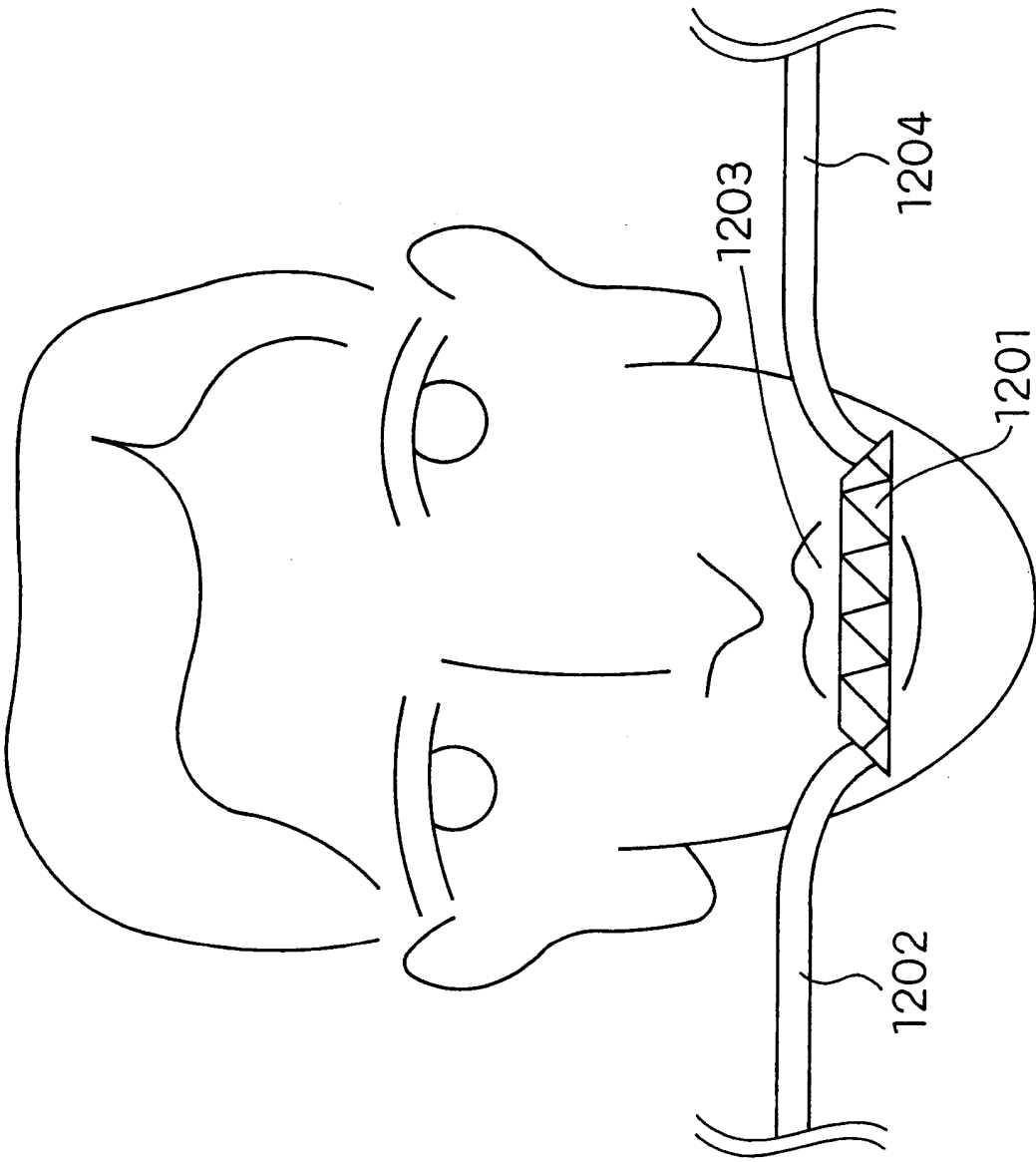


图 12