

[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] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580038655.7

[45] 授权公告日 2009年6月10日

[11] 授权公告号 CN 100496396C

[22] 申请日 2005.11.8

[21] 申请号 200580038655.7

[30] 优先权

[32] 2004.11.12 [33] JP [31] 329248/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/020442 2005.11.8

[87] 国际公布 WO2006/051778 日 2006.5.18

[85] 进入国家阶段日期 2007.5.11

[73] 专利权人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 内田真司

[56] 参考文献

CN1413097A 2003.4.23

CN1509154A 2004.6.30

CN1479864A 2004.3.3

EP1254631A1 2002.11.6

US5056507A 1991.10.15

CN1536347A 2004.10.13

审查员 沈研研

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 王庆海 陈景峻

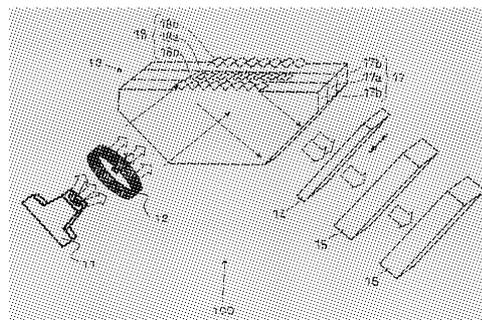
权利要求书1页 说明书12页 附图8页

[54] 发明名称

测量生物信息的光学元件以及利用该元件的生物信息测量装置

[57] 摘要

一种测量生物信息的光学元件以及测量关于生物信息的光学参数的生物信息测量装置。测量生物信息的元件通过将光提供到有机体并利用该有机体的组织吸收/反射的光来测量生物信息。该元件包括至少两个不同的光透过体用于将光应用于有机体/从有机体接收光。每个光透过体具有与有机体接触的有机体接触部分。



1、一种测量生物信息的光学元件，其中通过将光提供到有机体并且利用从所述有机体的生物组织返回的光测量所述有机体的信息，该光学元件包括：

第一光透过体，其包括与所述有机体接触并将光提供到该有机体和接收光的第一凹槽部分；以及

第二光透过体，其包括与所述有机体接触并将光提供到该有机体和接收光的第二凹槽部分，所述第二凹槽部分比所述第一凹槽部分深。

2、根据权利要求1的测量生物信息的光学元件，其中吸收或反射所述光的光屏蔽体被提供在所述第一光透过体和所述第二光透过体之间。

3、根据权利要求1的测量生物信息的光学元件，其中还包括用于测量有机体的表面的第三光透过体。

4、根据权利要求1的测量生物信息的光学元件，其中形成光透过体的材料是从由硅、锗、SiC、金刚石、ZnSe、ZnS、K₂S、熔凝石英、单晶硅、光学玻璃、和塑料构成的组中选择的。

5、根据权利要求1的测量生物信息的光学元件，其中第一凹槽部分和第二凹槽部分的形状是从由V形、U形、凹窝形状和阶梯形状构成的组中选择的。

6、一种生物信息测量装置，其包括：

光源；根据权利要求1或2的用于测量生物信息的光学元件；用于检测离开所述光学元件的光的光检测器；以及用于通过算术处理由所述光检测器获得的信息来计算生物信息的计算单元。

测量生物信息的光学元件以及利用该元件的生物信息测量装置

技术领域

本发明涉及一种测量生物信息的光学元件以及一种利用该光学元件的生物信息测量装置，该光学元件用于通过光学测量生物组织非侵入性地测量体液中的葡萄糖、胆固醇、尿素或甘油三酸脂。

背景技术

通常地，已经提出了一种通过利用光学元件来测量生物信息的方法，该光学元件包括与生物体表面接触的凹窝部分（例如，专利文献1）。如图10所示，公开在专利文献1中的生物信息测量装置包括光源11；在表面上具有多个凹窝部分621、622、623、624和625以及凸出部分631、632、633、634、635和636并用于检测生物信息的接触元件；光检测器16；信号处理单元64和显示装置65。

当使用上述生物信息测量装置时，检测生物信息的接触元件的表面被用来与生物组织66的表面接触，来自于光源11的光允许进入到生物组织66中，该生物组织66与用于检测生物信息的接触元件的上述凹窝部分621、622、623、624和625接触，而上述凸出部分631、632、633、634、635和636被按压到生物组织66中。

在光传播到生物体组织66之后，光进入检测生物信息的接触元件，并在离开检测生物信息的接触元件之后由光检测器16检测。通过调整凹窝部分621、622、623、624和625的深度，作为测量目标的生物组织66的深度能被控制，且特定层的光学特性可被确定。

专利文献1：国际公开号01/58355

本发明的描述

本发明解决的问题

然而，如上所述的通常的光学测量方法和光学测量装置具有下述问题。在上述通常的方法中，例如，不同深度处的信息通过形成凹窝部分622来测量，在多个凹窝部分621、622、623、624和625和凸出部分631、632、633、634、635和636中，该凹窝部分622的深度比另一位置处的凹窝部分623更深。然而，由于检测生物信息的单个接触元件被使用，因此很难将通过凹窝部分622的光与通过凹窝部分623的光分开，

因此在两个信号之间存在干涉的可能。

因此，鉴于上述情形，本发明旨在提供一种测量生物信息的光学元件以及一种生物信息测量装置，其可基于通过有机体中的不同深度的光减少多个信号之间的干涉，并可以高精度地测量和生物信息相关的多个光学参数。

发明内容

为了解决上述问题，本发明提供一种测量生物信息的光学元件，其中有机体的信息通过将光应用于有机体中并利用从有机体的生物组织返回的光而测得，该光学元件包括：

包括第一凹槽部分的第一光透过体，第一凹槽部分与有机体接触并将光提供到该有机体中且接收光；

包括第二凹槽部分的第二光透过体，第二凹槽部分与有机体接触并将光提供到该有机体中且接收光，该第二凹槽部分比第一凹槽部分更深。

在本发明中测量生物信息的光学元件可包括多个第一光透过体，还可包括多个第二光透过体。且第一光透过体和第二光透过体的任一种可包括在复数数字中。

第一光透过体可包括单个第一凹槽部分或多个第一凹槽部分。同样地，第二光透过体可包括单个第二凹槽部分或多个第二凹槽部分。

此外，本发明提供一种通过利用测量生物信息的光学元件测量生物信息的方法，该光学元件包括：

包括第一凹槽部分的第一光透过体，第一凹槽部分与有机体接触并将光提供到该有机体中且接收光；以及

包括第二凹槽部分的第二光透过体，第二凹槽部分与有机体接触并将光提供到该有机体中且接收光，该第二凹槽部分比第一凹槽部分更深，

该方法包括步骤：

将光提供到与测量生物信息的光学元件相接触的有机体；

检测从有机体返回到第一凹槽部分的光强度；

检测从有机体返回到第二凹槽部分的光强度；以及

基于检测到的返回到第二凹槽部分的光强度和返回到第一凹槽部分的光强度之间的差别获得有机体的真皮层中的生物信息。

此外,本发明提供一种生物信息测量装置,该装置包括:光源;上述测量生物信息的光学元件;检测射出光学元件的光的光检测器;以及通过算术处理光检测器获得的信息而计算生物信息的计算单元。

发明效果

本发明基于有机体中通过不同深度的光减小了多个信号之间的干涉,并能高精度地测量和生物信息相关的多个光学参数。

附图说明

[图 1] 本发明的实施例 1 中测量生物信息的光学元件以及利用该光学元件的生物信息测量装置的示意图。

[图 2] 对有机体的表皮结构的总体说明。

[图 3] 说明测量生物信息的光学元件 13 的凹槽部分 18(第一凹槽部分 18a、第二凹槽部分 18b 和/或第三凹槽部分 18c) 的示意性的截面图,该光学元件与生物组织亲密接触。

[图 4] 当要测量生物组织的较浅位置时说明凹槽 18(即第一凹槽部分 18a) 的附近的视图。

[图 5] 当要测量生物组织的较深位置时说明凹槽 18(即第二凹槽部分 18b) 的附近的视图。

[图 6] 说明光分离装置 14 的结构示意图。

[图 7] 本发明的实施例 2 中测量生物信息的光学元件 13 以及利用该光学元件的生物信息测量装置的示意图。

[图 8] 从图 7 中射出光的侧面(箭头 X 的方向)观察到的测量生物信息的光学元件 13。

[图 9] 本发明的实施例 3 中测量生物信息的光学元件 13 以及利用该光学元件的生物信息测量装置的示意图。

[图 10] 说明常规的生物信息测量装置的结构示意图。

具体实施方式

本发明的测量生物信息的光学元件包括第一光透过体和第二光透过体,该第一光透过体包括与有机体接触并发射光到该有机体且接收光的第一凹槽部分,该第二光透过体包括与有机体接触并发射光到该有机体且接收光的第二凹槽部分,该第二凹槽部分比第一凹槽部分更深。

基于这种结构,具有包括至少两个相互之间不同的光透过体的简单的结构,可以基于通过有机体中的不同深度的光减小多个信号之间的干

涉，还可高精度地测量和生物信息相关的多个光学参数。

在至少两个光透过体之间，优选地提供吸收或反射光的光屏蔽体。基于这种结构，由于光屏蔽体防止通过光透过体的光进入邻近的光透过体，从而消除了光透过体中检测的信号和其它信号之间干涉的可能性，使得测量更精确。

此外，第一光透过体、第二光透过体和光屏蔽体优选地被堆叠，以使得光屏蔽体置于第一光透过体和第二光透过体之间。

在上述测量生物信息的元件中，在第一光透过体的有机体接触部分和第二光透过体的有机体接触部分当中的至少一个有机体接触部分处优选地提供有将光提供到有机体并接收通过组织的光的凹槽部分。

基于这种结构，尤其在凹槽部分上，光可被提供到生物组织的特定部分以获得射出光，对于这种特定的部分可执行测量。

本发明中的测量生物信息的光学元件还包括测量有机体的表面的光透过体（第三光透过体）。

基于这种结构，可以更详细地估算有机体的一致性和光学元件的表面状况，使得能够检测到测量误差并获得更精确的测量。

本发明还提供一种生物信息测量装置，该装置包括光源；测量上述生物信息的光学元件；检测光学元件射出的光的光检测器；以及算术处理光检测器获得的信息以计算生物信息的计算单元。

基于本发明的生物信息测量装置，能可靠且非侵入性地测得生物组织中目标成份的浓度。

在下文中，将参考附图详细描述本发明的测量生物信息的光学元件以及生物信息测量装置的实施例。然而，下述实施例仅是示例性，本发明不受到这些示例的限制。

在下文的描述中，相同的附图标记用于相同或相应的部件，重复的描述可省略。

《实施例 1》

图 1 是本发明的实施例中测量生物信息的光学元件以及利用该光学元件的生物信息测量装置的示意图。如图 1 所示，该实施例中的生物信息测量装置 100 被形成为具有光源 11、光学透镜 12、测量生物信息的光学元件 13、光分离装置 14、分光装置 15 和光检测装置 16。

光分离装置 14 和分光装置 15 之间的位置关系不限于图 1 中所示的

位置。光分离装置 14 和分光装置 15 可插入在光源 11 和测量生物信息的
光学元件 13 之间。在没有使用分光装置 15 和光分离装置 14 的情况下，
还可通过改变光源 11 的波长来实施分光功能。

对于光源 11 而言，能发出包括波长能由生物组织中的测量目标（物
质）所吸收的光成分的光的光源就足够。对于发射中间红外区域的光的
光源而言，例如可以使用具有 SiC 插入杆中的碳硅棒光源、CO₂ 激光器、
钨灯、红外脉冲光源和量子级联激光器（QCL）光源。

当在中间红外区域具有强吸收峰值如波数为 1033cm⁻¹ 和 1080cm⁻¹ 附
近的物质，例如葡萄糖，在没有特别限制的情况下，碳硅棒光源、红外
脉冲光源和 QCL 光源是优选的。当测得具有吸收近红外区域的物质时，
例如优选地使用卤素光源、半导体激光器和 LED。已知葡萄糖具有在近红
外区域以及中间红外区域的吸收峰值，因此特别优选地使用 LED。

对于形成光源透镜 12 和光透过体 17 的材料而言可以使用本领域已
知的。例如，当测量具有中间红外区域的吸收的物质时，可使用硅、锗、
SiC、金刚石、ZnSe、ZnS、和 KrS。

当测得在中间红外区域具有吸收峰值即波数为 1033cm⁻¹ 和 1080cm⁻¹
中的物质，例如葡萄糖时，鉴于大约 9 至 10 微米的红外波长的高透射率、
还有可操作性和高的机械强度，特别优选使用硅或锗。当测得具有在近
红外区域的吸收的物质时，优选使用熔融石英、单晶硅、光学玻璃、和
塑料。

本实施例中测量生物信息的光学元件 13 包括第一光透过体 17a 和设
置为夹住第一光透过体的两个第二光透过体 17b。第一光透过体 17a 和
第二光透过体 17b 分别包括第一凹槽部分 18a 和第二凹槽部分 18b。第
二凹槽部分 18b 形成得比第一凹槽部分 18a 深。

关于第一凹槽部分 18a 和第二凹槽部分 18b 的形状，为了便于生产，
例如，优选使用图 1 所示的 V 形凹槽。第一凹槽部分 18a 和第二凹槽部
分 18b 不限于 V 形。例如，其形状可以是 U 形、凹窝或阶梯状。尽管图 1
中的第一凹槽部分 18a 和第二凹槽部分 18b 具有相同的形状，但是其形
状可以不同。

第一凹槽部分 18a 和第二凹槽部分 18b 可以利用已知的生产技术形
成。

例如，当硅或锗的晶体用作形成第一光透过体 17a 和第二光透过体

18b 的材料时，第一凹槽部分 18a 和第二凹槽部分 18b 可通过利用各向异性蚀刻技术形成。

当树脂用作形成第一光透过体 17a 和第二光透过体 17b 的材料时，第一凹槽部分 18a 和第二凹槽部分 18b 通过利用模塑法与第一光透过体 17a 和第二光透过体 18b 同时形成。

图 1 中的第一光透过体 17a 包括第一凹槽部分 18a，第一凹槽部分 18a 比两个第二光透过体 17b 浅，并可用于测量有机体的表面。也就是，在具有第一光透过体 17a 的情况下可进一步详细估算有机体的一致性和光学元件的表面情况，且通过检测到测量误差可执行更精确的测量。

通常，当汗液、脏物、唾液等大量地位于有机体和测量部件之间，而且当它们的数量和质量在每次测量都发生改变时，精确的测量可能很困难。

因此，在该实施例中优选提供第二凹槽部分 18b。由此可以获得在大约几十个微米的范围内多数情况下存在于皮肤表面的汗液、脏物和唾液的存在。第二凹槽部分 18b 中凹槽的深度优选为几十微米或更多。通过使用这些凹槽，皮肤上的脏物、皮肤上的接触以及皮肤表面情况的一致性可以容易被检测到。通过利用该检测结果来检测误差可以获得高度精确的测量。

也就是，通过测量从第二凹槽部分 18b 返回的光的光谱、计算特定波长的吸收率、并确定与标准值的偏差，可确定畸形。例如，当汗液和唾液大量存在于表层时，由于吸收率几乎与水相同，因此可以确定畸形。

当检测结果显示与水具有相似的吸收率时，优选停止该测量并擦去脏物，例如皮肤表面的水，因为精确的测量很困难。

皮肤接触中的畸形以及皮肤表面情况的一致性优选地通过提供两个第二光透过体 17b 以提供两个第二凹槽部分 18b 来测得。

也就是，当比较来自于两个第二凹槽部分 18b 的信号并发现较大不同时，皮肤的表面情况可能是不一致的，或者可能是接触情况中存在问题，优选地停止该测量并擦去生物组织表面的脏物。此外，当来自于两个第二凹槽部分 18b 的信号是相同的，如果该信号显示在表层上包括其它的脏物，优选地停止测量并擦去皮肤表面上的脏物。该脏物包括除了水之外的油。

当来自于两个第二凹槽部分 18b 的信号是适当并且几乎相等的，可

确定有机体表面的情况是一致的且接触情况是合适的。因此，当作出该确定时，测量被启动，且生物信息通过第一光透过体 17a 的第一凹槽部分 18a 测得，该第一光透过体 17a 位于两个第二光透过体 17b 之间。

由此通过估算光学元件的表面情况及其与两个第二凹槽部分 18b 之间的一致性，与仅使用光透过体的情况相比较可获得更精确的测量。

在第一光透过体 17a 和第二光透过体 17b 之间例如通过插入一隔片可提供一空间。基于这种结构，光通过存在于该空间中的空气的折射率和光透过体的折射率之间的差别被反射，从而产生光屏蔽效应。

对于光分离装置 14，可以没有任何特别限制地使用本领域已知的装置，只要其分离测量各个深度的光，并允许该光进入分光装置 15 和光检测装置 16 即可。例如，可以使用机械斩波器、滤波器和声光调制器。

尽管在图 1 中没有详细示出，但是分光装置 15 不受到特别限制，且可以使用已知的分光技术，包括利用光栅的衍射分光方法，利用干涉滤波器的方法和 FT-IR 方法。

对于光检测装置 16 可以使用本领域中已知的装置。例如，对于中间红外区域可以涉及热释传感器、热电堆、热敏电阻和 MCT 检测器 (HgCdTe 检测器，一种量子检测器)。对于近红外区域，可以涉及 InGaAs 检测器、光敏二极管、PbS 检测器、InSb 检测器和 InAs 检测器。

尽管未示出，通过利用计算装置，例如基于光检测装置 16 检测的信号的计算机执行计算，例如可以计算生物组织的参数，例如葡萄糖的浓度。

利用图 1 描述了该实施例中生物信息测量装置 100 的操作。

如图 1 所示，从光源 11 射出并进入光学透镜 12 的光到达用于测量生物信息的光学元件 13。该到达的光的一部分进入光透过体 17 (第一光透过体 17a、第二光透过体 17b 和/或第三光透过体 17c)，并到达形成在光透过体 17 上的凹槽部分 18 (第一凹槽部分 18a、第二凹槽部分 18b 和/或第三凹槽部分 18c)。

图 2 是对有机体的皮肤结构的大体说明。最外层称为角质层 21，其中的组织几乎不存在葡萄糖。痛感层 (prickly layer) 22 是一种组织，在该组织中从真皮层 25 中的血管 24 通过的葡萄糖相对大量的存在。角质层 21 和痛感层 22 一起通常称为表皮层。在表皮层 23 之下的组织称为真皮层 25，其是存在多数血管 24 且葡萄糖浓度较高的区域。在真皮层

25 下方称为脂肪组织 26，其中葡萄糖的浓度通常比真皮层 25 中低。

角质层 21 的厚度随着有机体的部位改变。例如，在脸颊的情况下，角质层 21 的厚度为 0.01 至 0.02mm，痛感层 22 的厚度为 0.08 至 0.28mm，真皮层的厚度为 2 至 3mm。

图 3 是说明测量生物信息的光学元件 13 的凹槽部分 18 的示意性的截面图，光学元件 13 与生物组织亲密接触。如图 3 所示，当将具有例如角质层 21 和痛感层 22 的组织的有机体压在凹槽部分 18 上以使其亲密接触时，有机体产生如图 4 所示的形状，因此该组织的特定部分的传递特性容易地被测量。

也就是，当光 31 通过凹槽部分 18 被允许进入组织时，光 31 可在角质层 21 和凹槽部分 18 之间的界面处折射，并以特定角度进入角质层 21。允许进入的光沿直线行进到有机体中，在通过痛感层 22 之后，光 31 再一次在角质层 21 和凹槽部分 18 之间的界面处折射以到达凹槽部分 18。

如图 4 所示为了在凹槽部分 18 和角质层 21 之间的界面处折射光 31，提供有凹槽部分 18 的光透过体 17 的折射率优选地高于角质层 21 和痛感层 22。

尽管凹槽部分 18 的形状和尺寸不受到特别的限制，例如，可以使用上面所示的 V 形凹槽部分。

图 4 和 5 是图 3 中凹槽部分 18 的局部放大图。特别地，图 4 和 5 是通过例如改变凹槽部分 18 的深度测量有机体中不同深度的方法的视图。

图 4 是当测量生物组织的较浅位置时说明凹槽部分 18（即第一凹槽部分 18a）的附近的视图。图 5 是当测量较深的位置时说明下述情况的视图，该有机体具有包括角质层 21 和痛感层 22 的组织，角质层 21 和痛感层 22 接触凹槽部分 18（即第二凹槽部分 18b）。

对于测量所用的光，例如，可以使用近红外区域中波长为 1.2 μm 或更长以及波长为 2.5 μm 或更短的光，以及中间红外区域具有 2.5 至 10 μm 的波长。

在这些中，中间红外区域优选为物质内在的吸收存在的范围且任何成份能容易地被识别。由于中间红外区域的光大多数被有机体吸收，透过有机体的深度大约为 200 μm 。另一方面，近红外区域中的光较少被有机体吸收，因此即使在深度为 200 μm 或者更深处也可能进行测量。

对于本发明中测量生物信息的光学元件以及生物信息测量装置测量

的生物组织而言，可以涉及表皮存在的以下部位，例如人类的前臂的内侧、耳垂、唇粘膜、手指和上臂。

例如，嘴唇不包括角质层和真皮层，表皮层的厚度为 50 至 200 μm 。因此，当要测量嘴唇的表皮层中有机成份，例如葡萄糖的浓度时，可以利用中间红外区域的光。这时，浅凹槽部分和深凹槽部分可设置为 200 μm 的深度或更浅。

基于这一点，通过从深凹槽获得的传递数据减去浅凹槽获得的传递数据（即从传递光获得的测量数据），可能限制有机体中存在的汗液、脏物和唾液的效果。

对于光透过体 17 的材料而言，可以使用在中间红外区域中透明的硅。当使用硅时，通过应用各向异性蚀刻处理以及晶体硅中已知的技术可以容易地获得 V 形凹槽。

例如，凹槽部分 18 的任一顶角 33 被给定为 70.6°。此外，通过选择硅的晶化处理表面，顶角 33 可以被处理以给定为 117°。

本发明不特别限制凹槽部分 18 的顶角 33，但是取决于要测量的生物组织的表皮的厚度和硬度，其可适当地被选择。

此外，当在手指垫上实施测量时，角质层的厚度大约为 200 μm ，表皮层的厚度大约为 240 μm ，角质层、表皮层和真皮层的总厚度大约为 2mm。因此，当浅凹槽部分和深凹槽部分的深度都设置为 440 μm 至 2mm 时，通过从由深凹槽获得的传递数据减去由浅凹槽获得的传递数据，除去角质层和表皮层的影响，可以测得真皮层中有机体的成份。

尤其当有机体的成份是葡萄糖时，因为真皮层大量地包括葡萄糖，所以它是优选的。对于这时测量所用的光，优选地使用有机体具有较少吸收的近红外区域中的光。

硅可用作光透过体 17 的材料，也可用于中间红外区域中，但是不限于此，玻璃和树脂也可被使用。

因此，生物组织中相对较浅部分可由图 4 中的凹槽部分 18（浅第一凹槽部分 18a）测量，并且较深部分可由图 5 中的凹槽部分 18（比第一凹槽部分 18a 更深的第二凹槽部分 18b）测量。

此外，例如如图 1 所示，通过堆叠具有不同深度的凹槽部分的多个光透过体 17，可在不同的深度中实施测量。

如图 3 至 5 所示，经由凹槽部分 18 通过生物组织并又返回的光离开

光透过体 17，然后到达光分离装置 14，如图 1 所示。

图 6 是示出光分离装置 14 的结构示意图。离开光透过体 17 的光到达光分离装置 14。图 6 所示的光分离装置 14 包括光屏蔽部分 41 和开口部分 42。光分离装置 14 对于测量单独地用于分离离开光透过体 17 的光，如图 1 所示。

也就是，通过设置光分离装置 14 以使得开口部分 42 与多个光透过体 17 的任一个对齐，则仅有离开光透过体 17 的光被允许通过。因此，通过从光透过体 17 中提供的凹槽部分 18 分离有机体信号以及从光透过体 17 中提供的其它凹槽部分 10 分离信号，可以单独地实施具有高灵敏度的检测。

此外，尽管图 1 所示的分光装置 15 没有被详细地说明，其将通过光分离装置 14 的光分为分别具有不同波长的多个光分量。

光分离装置 14 的开口部分 42 的宽度优选地为能接收离开在生物信息测量装置 100 处提供的光透过体 17 的光的宽度。在没有特定限制的情况下，与生物信息测量装置 100 的光透过体 17 的厚度类似，相同的宽度是优选的。

测量时的光分离装置 14 的位置优选地根据光透过体 17 确定。

尽管未示出，光分离装置 14 优选地根据例如图 1 中所示的透过体 17 移动以检测离开各个透过体 17 的光。

由分光装置 15 进行光谱分析的光进入光检测装置 16，且基于光的强度计算吸收率。

此外，尽管没有示出，利用计算装置，使用获得的吸收率来计算体液中葡萄糖的浓度。在本发明中，由于对于浅表面层组织上以及深组织上的信息实施测量，因此可以计算出精确的葡萄糖浓度。

《实施例 2》

如图 1 所示实施例 1 中通过第一光透过体 17a、第二光透过体 17b 和第三光透过体 17c 的光相互之间可能部分干涉。为了更可靠地防止干涉，如图 7 所示形成本实施例中测量生物信息的光学元件。

图 7 是本实施例中测量生物信息的光学元件 13 以及利用该光学元件的生物信息测量装置的示意图。在图 7 中，光屏蔽体 19 位于第一光透过体 17a 和两个第二光透过体 17b 之间。基于这种结构，光屏蔽体 19 防止来自于第一光透过体 17a 和第二光透过体 17b 的信号相互干涉，且是非

常优选的。

光屏蔽体 19 优选地被提供在第一光透过体 17a 和第二光透过体 17b 的光不传递的部分处。例如，当第一光透过体 17a 和第二光透过体 17b 中任一个包括复数个时，光屏蔽体 19 优选地被提供在邻近的光透过体之间。因此，本发明中测量生物信息的光学元件可包括多个光屏蔽体 19。

对于形成光屏蔽体 19 的材料，可使用吸收或反射光的材料。例如，使用的屏蔽光的金属，例如铝、钨、钼、铬和铜是优选的。此外，这些金属的薄膜，或这些金属薄膜和介电薄膜的多层薄膜可优选地通过气相沉积和溅射法形成在基板上。此外，金属膜例如铝膜可用作光屏蔽体 19，并且金属膜可以被夹在光透过体之间并被连接。光屏蔽体 19 可以是板状的。

参考附图 8 进一步详细描述上述光屏蔽体 19 的优点。图 8 是从图 7 射出光的侧面（箭头 X 方向）观察测量生物信息的光学元件 13 的视图。

第一光透过体 17a、两个第二光透过体 17b 和两个光屏蔽体 19 被堆叠。在第一光透过体 17a 和第二光透过体 17b 的与有机体接触的部分上分别形成第一凹槽部分 18a 和第二凹槽部分 18b。

基于这种结构，如图 8 中看到的，通过第一光透过体 17a 和第二光透过体 17b 的光部分地到达光屏蔽体 19 的边界，而不直线行进到第一光透过体 17a 和第二光透过体 17b 的中央部分。

当光源 11 射出的光完全是平行光束时，且当被允许绝对直线进入第一光透过体 17a 和第二光透过体 17b 时，该光可以被消除。然而，在某些情况下，光源本身是直径为约 1mm 或更大的发光体，因此很难得到完全平行的光束以实现该理想状况。

另一方面，在该实施例中，当到达光屏蔽体 19 的边界的光的入射角小于全反射的角度时，光从第一光透过体 17a 和第二光透过体 17b 射出并到达光屏蔽体 19。

当不存在光屏蔽体 19 时，光重新进入邻近的光透过体中并且与光透过体中检测的信号发生干涉，与本发明中的一样，当能够充分屏蔽光的光屏蔽体 19 被提供在用于测量生物信息的光学元件 13 中时，由于光大部分被光屏蔽体 19 吸收或反射，光不进入邻近的光透过体 17。因此，从光透过体 17 射出的以及在光屏蔽体 19 反射的光能返回到同一个光透过体 17 中，从而增加了信号量并且是优选的。

尽管板状光屏蔽体被描述为光屏蔽体 19 的一种形式，但是其不限于此。

金属薄膜可通过气相沉积和溅射涂覆在光透过体的表面，或金属箔例如铝箔可夹在光透过体之间并且被连接。可以提供粘结层实现该连接。

其它的结构可与上述实施例 1 中的结构相同。

《实施例 3》

作为本发明中测量生物信息的光学元件的更简单的结构，涉及如图 9 中所示的结构。图 9 是本实施例中测量生物信息的光学元件 13 以及利用该光学元件的生物信息测量装置的示意图。

在图 9 中，光屏蔽体 19 置于第一光透过体 17a 和第二光透过体 17b 之间。基于这种结构，光屏蔽体 19 防止来自于第一光透过体 17a 和第二光透过体 17b 的信号相互干涉，且是非常优选的。

其它结构可与上述实施例 1 或实施例 2 中的结构相同。

本发明中由测量生物信息的光学元件以及生物信息测量装置测量的生物组织不受特别地限制，并且表皮存在的位置，例如人类前臂的内侧、耳垂、唇粘膜、手指和上臂已经满足需要了。

该测量的目标可以是可光学测量的物质，例如体液，以及除了葡萄糖之外的体液成份。

工业实用性

本发明中测量生物信息的光学元件以及生物信息测量装置可在表层组织上以及比表层更深的层上选择性地实施精确的测量，并能对体液成份中的信息实施精确的测量。此外，不仅生物组织，而且各种液态样本也可以被测量，本发明尤其有利于处于医疗目的测量体液成份。

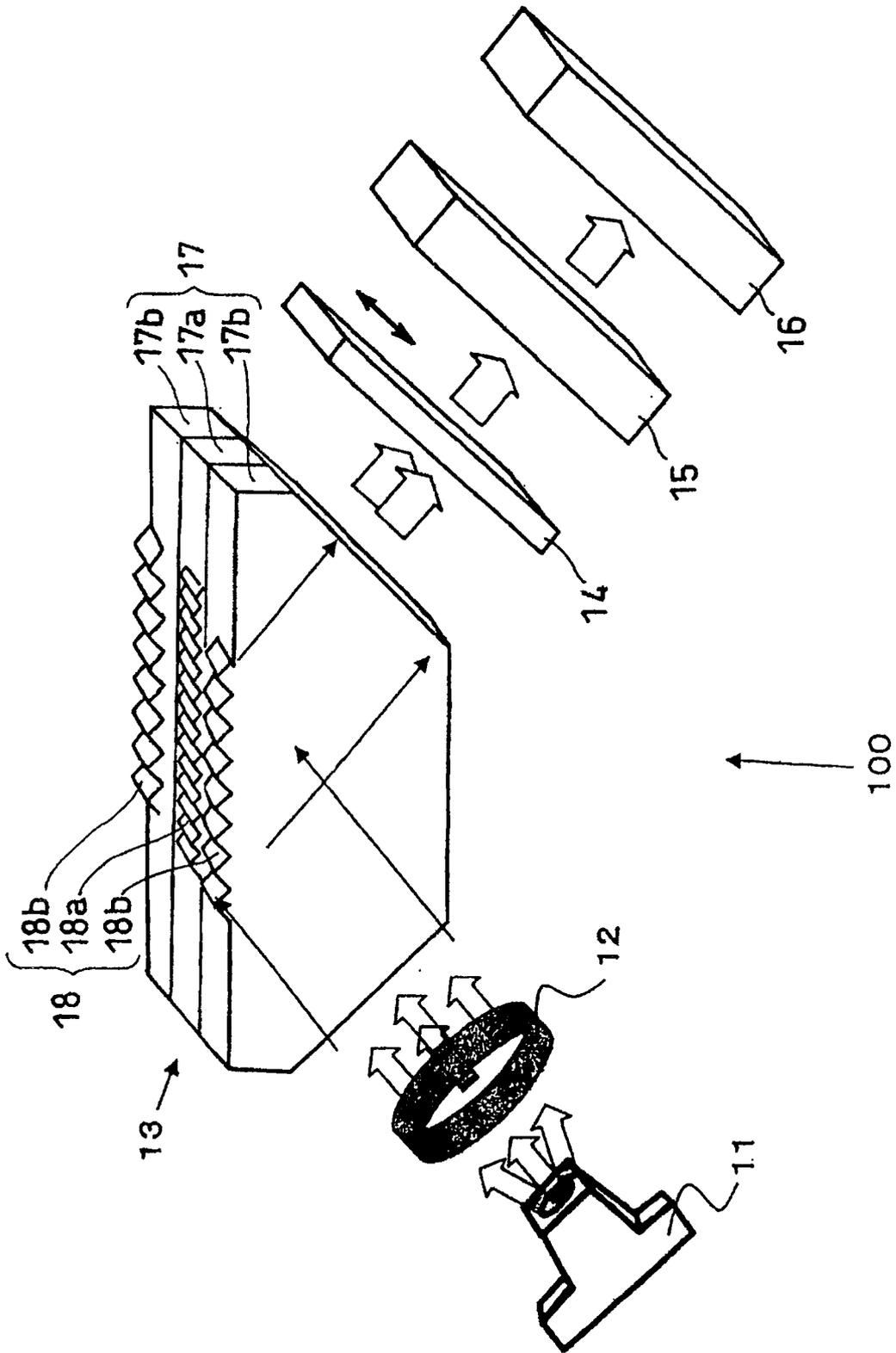


图 1

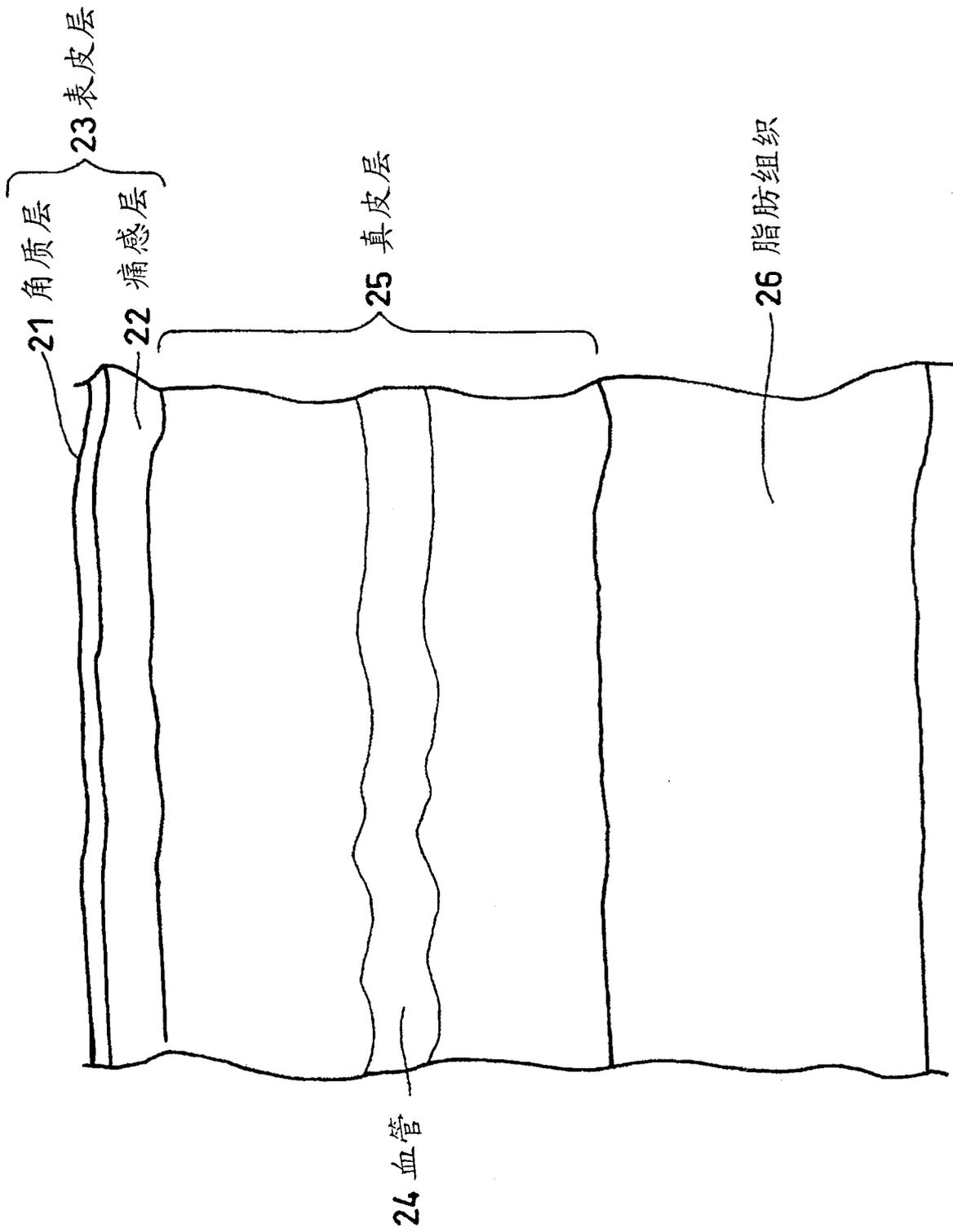


图 2

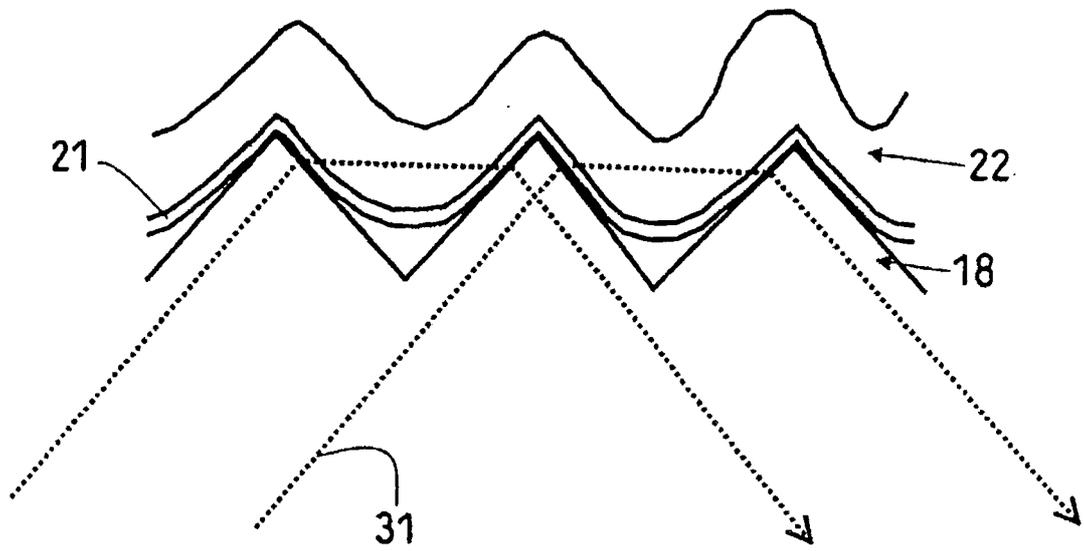


图 3

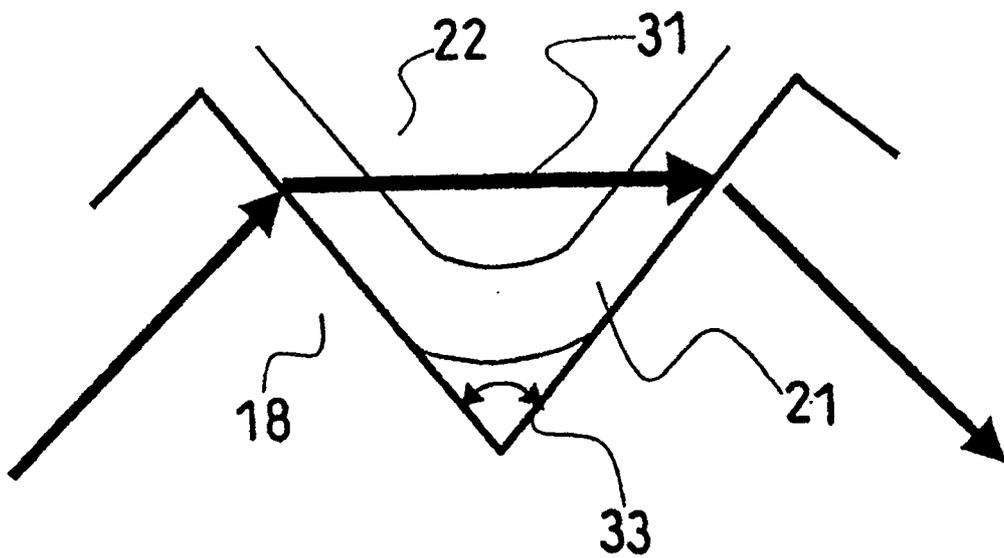


图 4

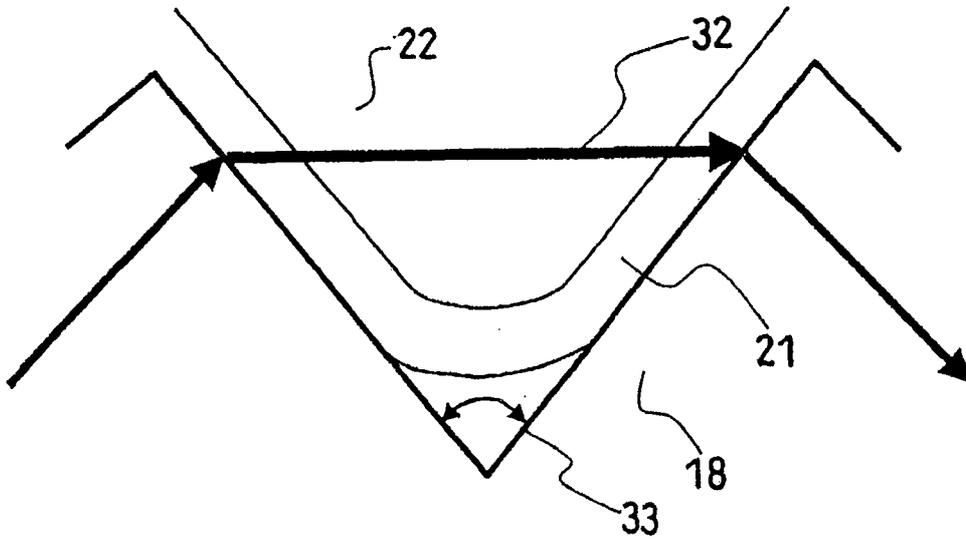


图 5

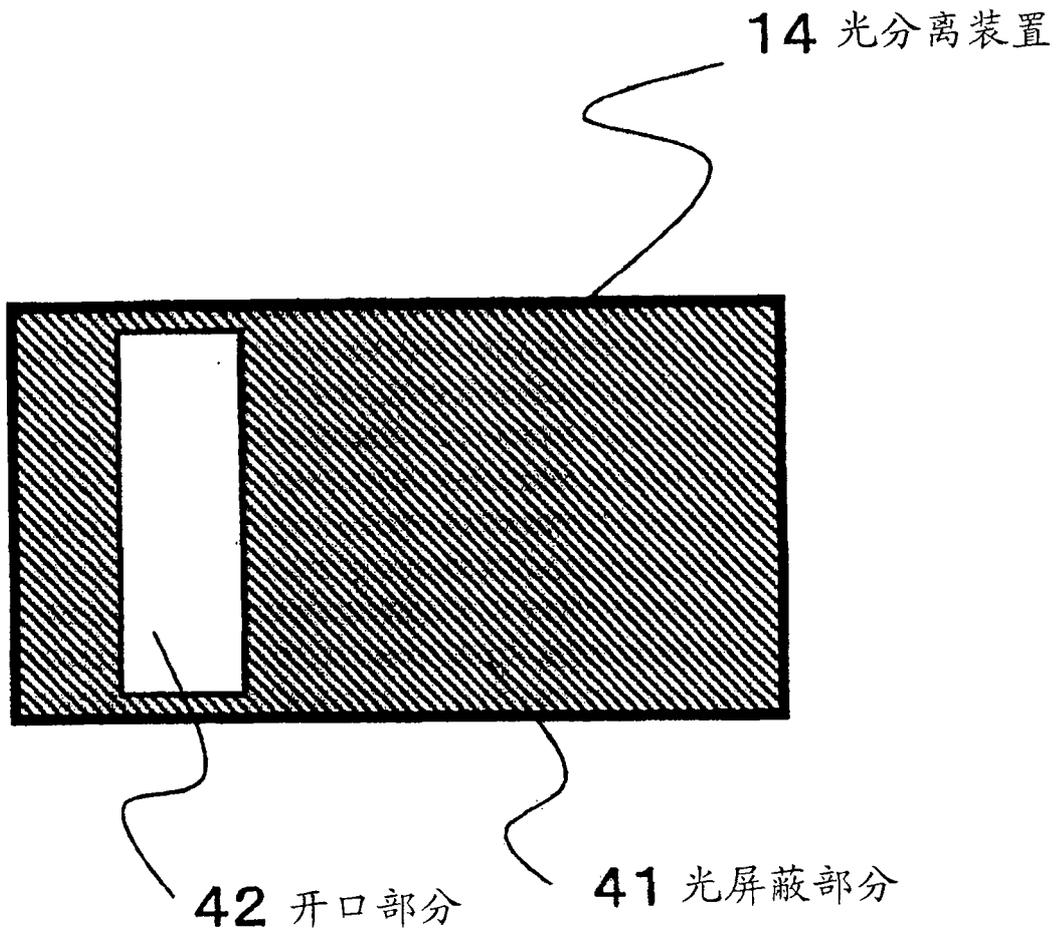


图 6

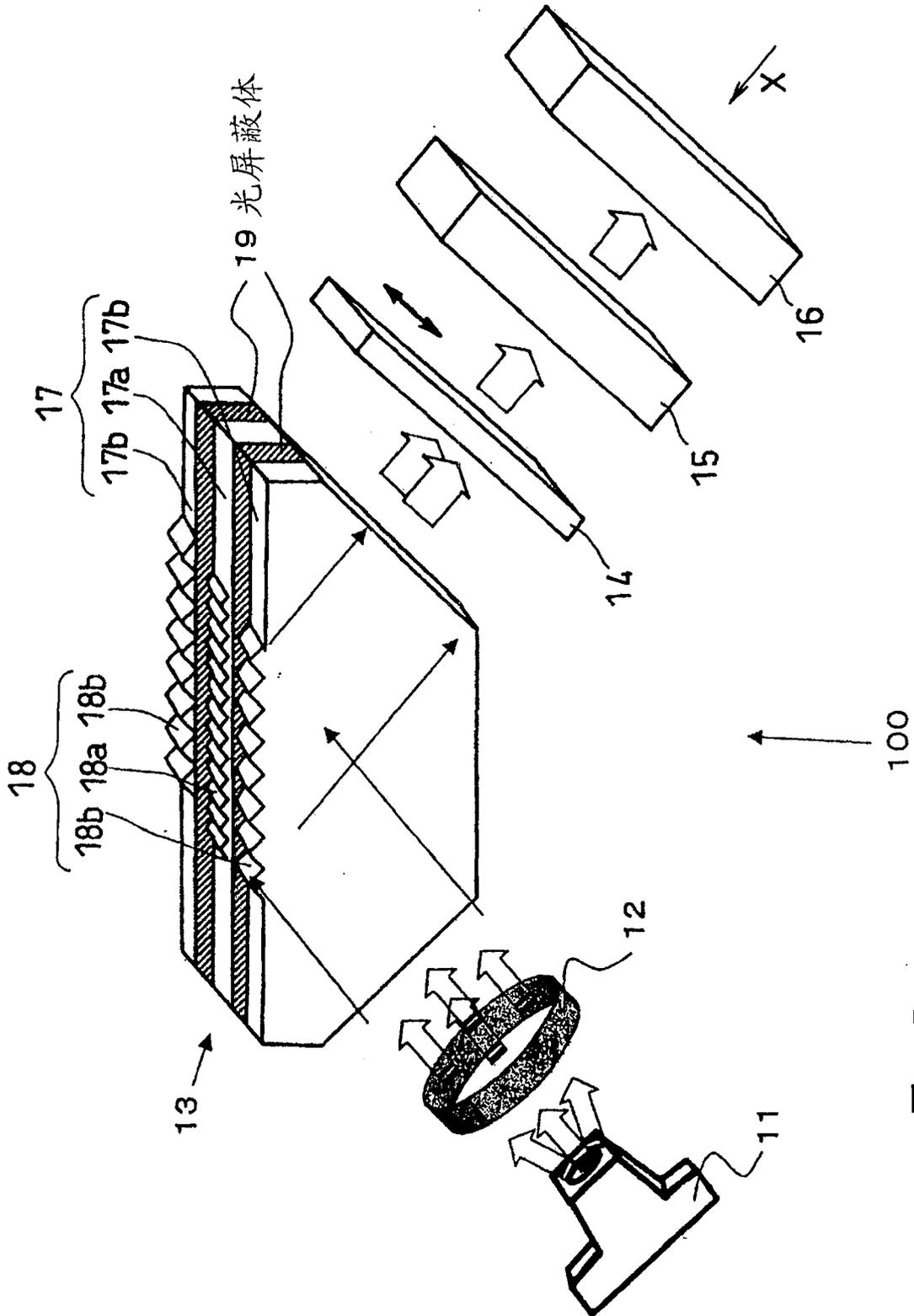


图 7

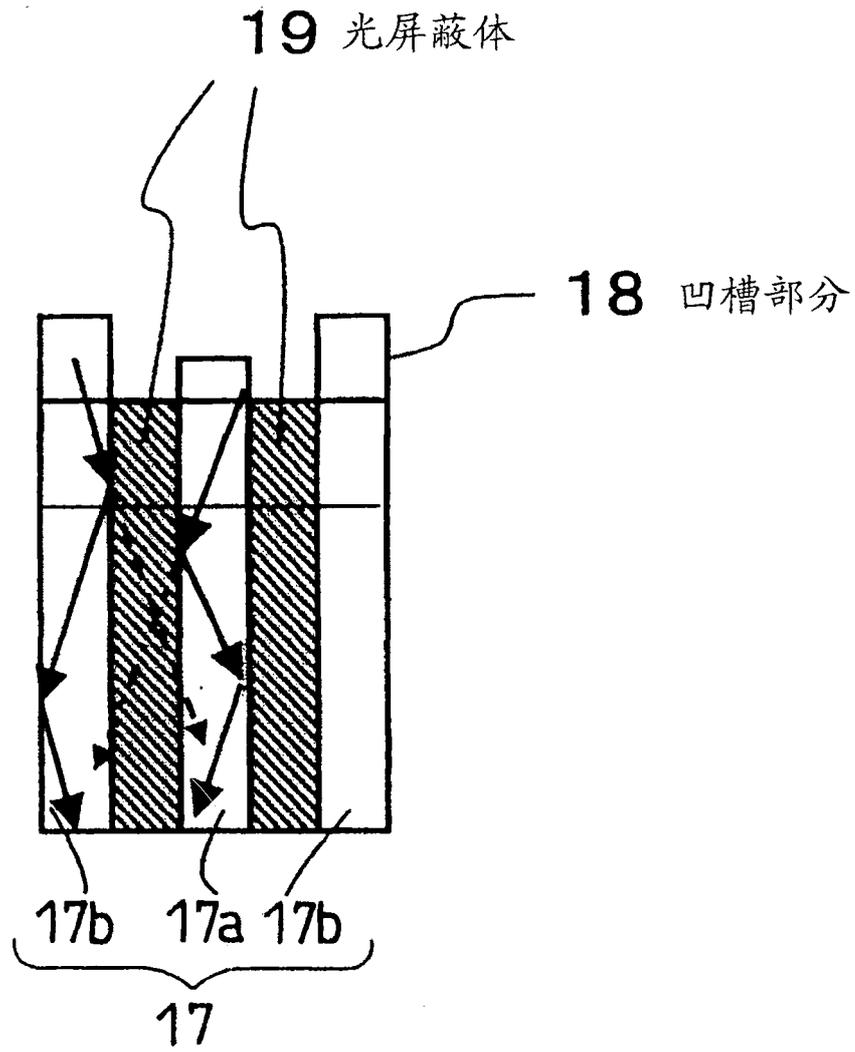


图 8

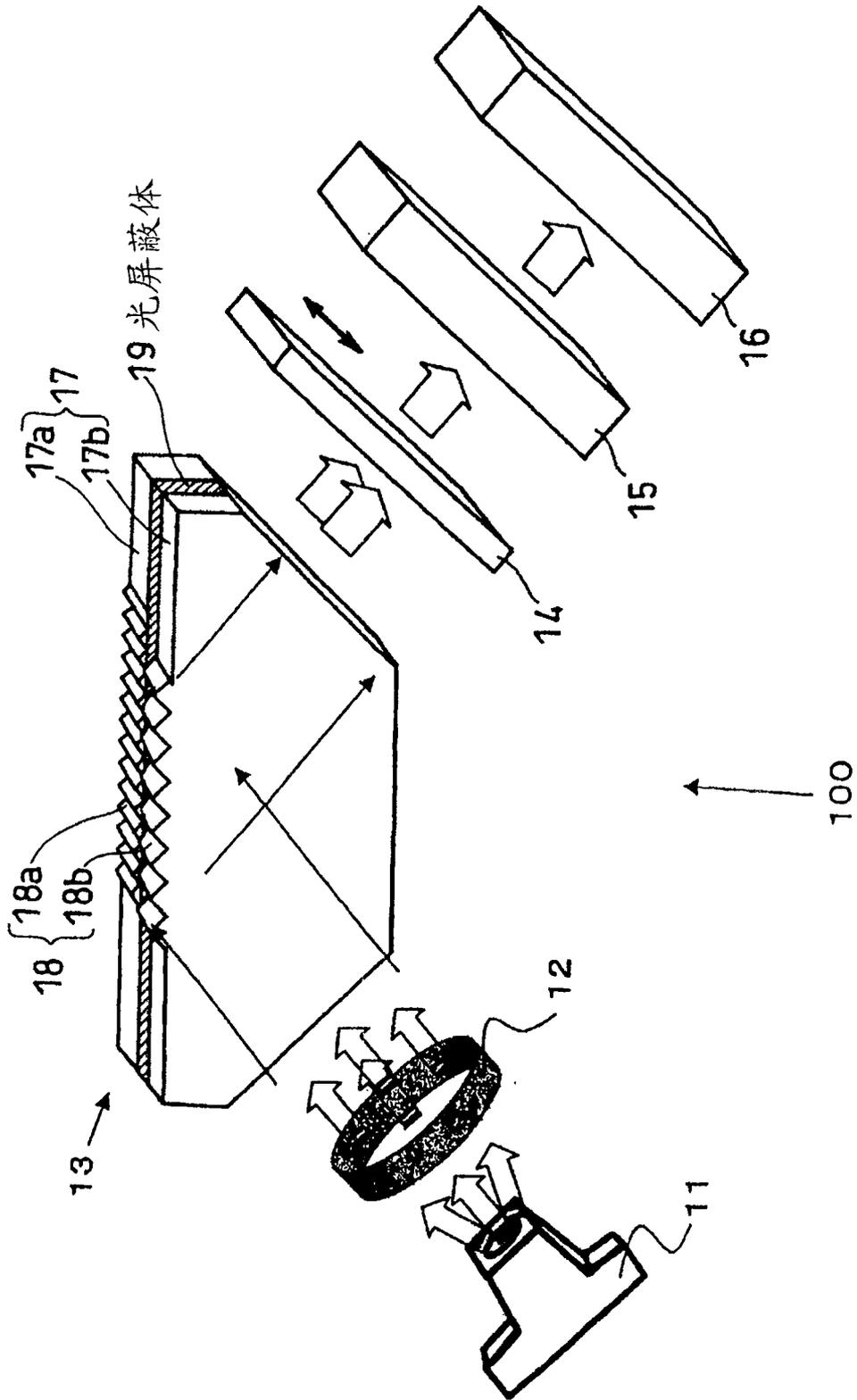


图 9

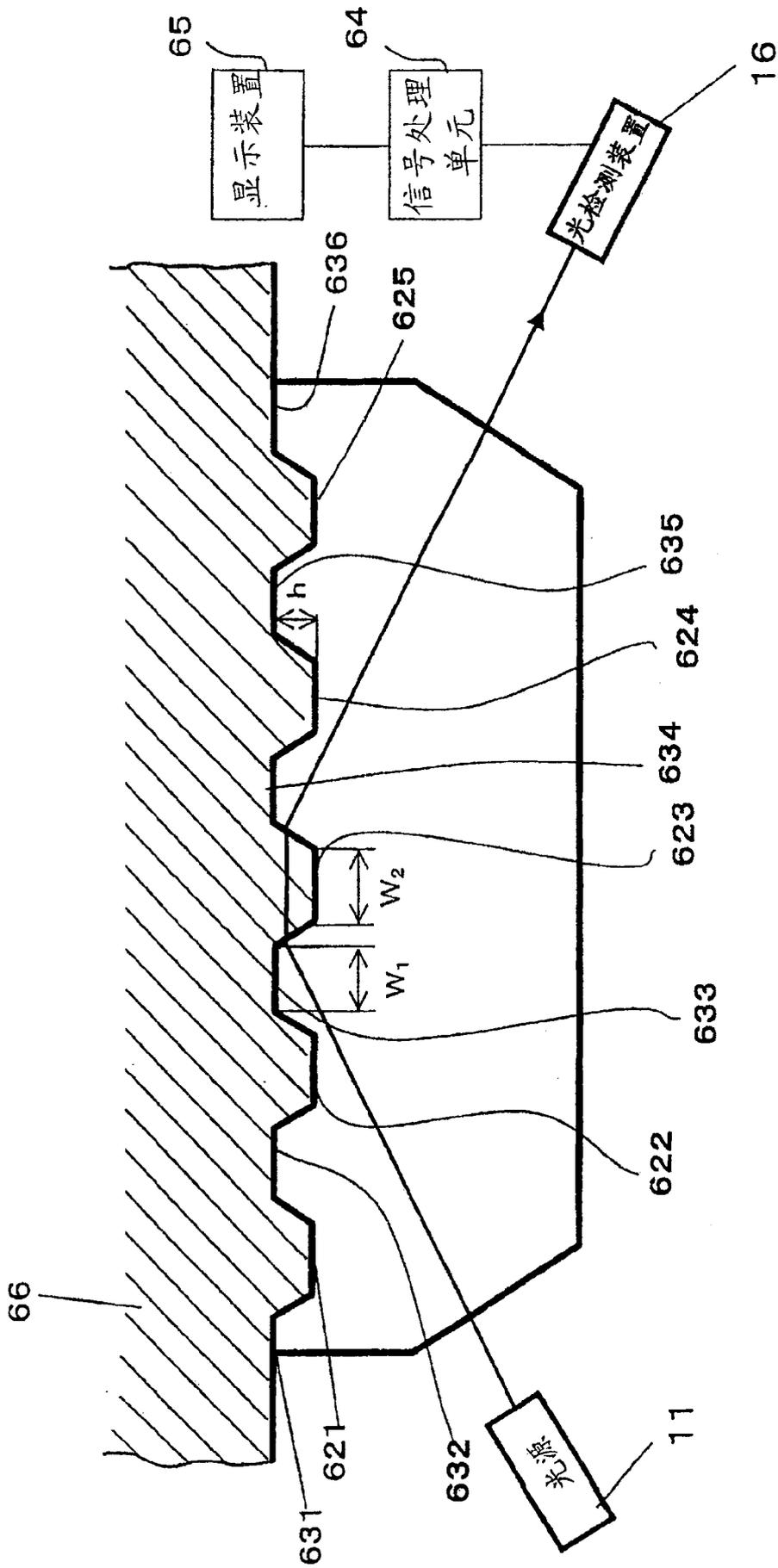


图 10