



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03100098.3

[43] 公开日 2003 年 8 月 6 日

[11] 公开号 CN 1433734A

[22] 申请日 2003.1.10 [21] 申请号 03100098.3

[30] 优先权

[32] 2002. 1. 18 [33] JP [31] 10006/2002

[71] 申请人 奥林巴斯光学工业株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 松本伸也

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

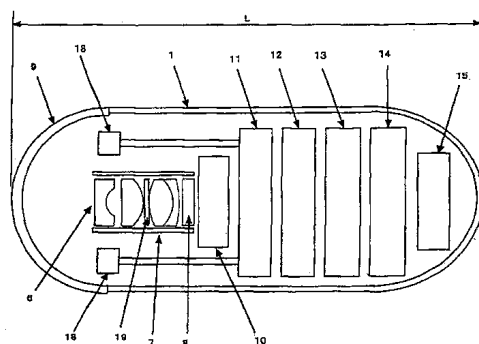
代理人 李 辉

权利要求书 3 页 说明书 21 页 附图 36 页

[54] 发明名称 胶囊内视镜

[57] 摘要

本发明提供了一种胶囊内视镜本体，该胶囊内视镜本体设有空间频率特性转换器，该空间频率特性转换器可使胶囊内视镜的成像系统的光学传递函数在对焦位置的某个范围内保持大体恒定。从胶囊内视镜本体获得的图像的视野深度通过信号处理而增加，以便取消空间频率特性转换器的影响。而且，在胶囊内视镜本体内可提供信号处理，用于减少由于制造公差引起的图像质量变化。然而，优选的是，某些信号处理可在与胶囊内视镜本体分开的接收器内进行。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1. 一种胶囊内视镜本体，其包括下列被密封在胶囊内视镜本体内的部件，这些部件是：照射系统，用于照射空腔内部；成像系统，用于使由照射系统照射的内部成像，所述成像系统包括物镜光学系统和图像传感器，该图像传感器可扫描图像以便把图像转换为电输出信号；以及发送器，用于发送由图像传感器输出的信号；其特征在于：

成像系统还包括空间频率特性转换器，该空间频率特性转换器可使成像系统的光学传递函数在对焦位置的某个范围内保持大体恒定。

2. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，物镜光学系统由具有正屈光力的单个非球面透镜组成。

3. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，物镜光学系统仅由两个透镜组形成，各透镜组均具有正屈光力。

4. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，物镜光学系统按照从物体侧的顺序包括具有总负屈光力的第一透镜组以及具有总正屈光力的第二透镜组。

5. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，空间频率特性转换器具有孔，该孔的形状与图像传感器的受光部分的孔形状相同。

6. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，图像传感器是MOS型图像传感器或CCD图像传感器。

7. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，用于操作胶囊内视镜本体的电力由位于密封胶囊内视镜本体内的至少一个电池提供。

8. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，用于操作胶囊内视镜本体的电力至少部分地由胶囊内视镜本体提供，该胶囊内视镜本体接收来自位于密封胶囊内视镜本体外的电源的电磁能。

9. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，物镜光学系统由塑料透镜形成。

10. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，在所述胶囊内视镜本体内还包括信号处理电路，用于针对成像系统的制造公差进行调整。

11. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，密封胶囊具有透明、大体椭圆形的尖端部罩，该尖端部罩罩住物镜光学系统和
5 照射系统双方的前部。

12. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，密封胶囊具有透明尖端部罩，该罩罩住物镜光学系统和照射系统双方的前部，该尖端部罩在用于罩住物镜光学系统前部的部分具有的形状与该尖端部罩在用于罩住照射系统前部的部分具有的形状不同。

10 13. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，空间频率特性转换器大体位于物镜光学系统的光瞳处。

14. 根据权利要求1、2或3所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，一个用于收纳物镜光学系统的框架在物镜光学系统的物体侧具有开口，该开口用作光阑，空间频率特性转换器大体位于该光阑处。

15 15. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，所述空间频率特性转换器具有圆孔。

16. 根据权利要求1所述的胶囊内视镜本体，其特征在于，成像系统还包括一个或多个附加的物镜光学系统。

20 17. 一种胶囊内视镜接收器，用于接收从胶囊内视镜本体发送的图像数据，其特征在于：

所述图像数据已由空间频率特性转换器修改，该空间频率特性转换器使成像系统的光学传递函数在对焦位置的某个范围内保持大体恒定；
以及

25 所述胶囊内视镜接收器包括信号处理器，用于恢复所修改图像数据的空间频率成分。

18. 一种胶囊内视镜系统，该胶囊内视镜系统包括权利要求1中定义的胶囊内视镜本体和权利要求17中定义的胶囊内视镜接收器。

19. 一种胶囊内视镜系统，该胶囊内视镜系统包括权利要求10中定义的胶囊内视镜本体和一个用于接收从胶囊内视镜本体发送的图像数据的胶囊内视镜接收器。

20. 一种胶囊内视镜系统，该胶囊内视镜系统包括权利要求1定义的
5 的胶囊内视镜本体、一个用于接收从胶囊内视镜本体发送的图像数据的胶囊内视镜接收器、和一个用于处理该图像数据并把图像显示在监视器上的图像数据处理装置，其中所述图像数据处理装置包括信号处理器，该信号处理器用于恢复所修改图像数据的空间频率内容。

胶囊内视镜

5 技术领域

本发明涉及一种胶囊内视镜。

背景技术

10 常规内视镜包括：第一部分，其带有尖端部，该第一部分被插入病人体内，用于观察和治疗；以及控制装置，其设置在外部，并与第一部分连接。第一部分在尖端部内具有诸如照射系统和图像传感器那样的电气装置。控制装置通过电线向这些电气装置供电。

15 常规内视镜在被插入病人体内时会使病人感到很疼痛。例如，当尖端部途经病人咽喉时，病人会感到很疼痛。并且，当尖端部在体内时，病人持续感到疼痛，从而使病人产生负担。为了减轻病人疼痛，已建议使用一种图1所示的小型胶囊内视镜本体1。病人只需吞咽胶囊内视镜本体1，之后当胶囊内视镜本体1位于病人体内期间，病人一般仅感到轻微疼痛，或者感觉不到疼痛。

然而，胶囊内视镜本体1存在以下问题。

20 第一，它包括电池，电池可提供在病人体内进行观察所需的电力；然而，供电是有限的。通常，从吞咽胶囊内视镜本体1时到胶囊内视镜本体1排出体外要花大约30小时。由于缺电，常规胶囊内视镜无法实现对人体内整个通道的观察。为了解决该问题，已经考虑使用多个电池或存储容量增加的电池。然而，增加电池体积会使胶囊内视镜所需尺寸增加。

25 第二，与常规胶囊内视镜一起使用的照射源包括卤素灯和LED，它们可为诸如食管2那样的人体的狭窄、管状部分内的观察提供足够亮度，但却不能为诸如胃3和大肠4那样的较大空间内的观察提供足够照度。为了解决该问题，使用诸如图2所示那样的较大的LED 5来确保足够亮度。然而，胶囊的直径D必须随着照射系统尺寸的增加而增加。此外，操作较大

的LED会需要更多电力。为了解决该问题，一般需要更多电池14(图3)或存储容量增加的电池14'(图4)。结果，胶囊的全长必须增加，以便适应一个或多个电池体积的必要增加。然而，增加胶囊全长会削弱胶囊内视镜在减轻病人疼痛方面的优势。

5 胶囊内视镜的其中一项要求是，物镜6(图2)具有较大的视野深度，该视野深度的跨度为从尖端部罩9(图3)的外表面到其前面几十毫米。一般，具有较大F数(光圈数)的物镜光学系统将具有较大的视野深度。然而，使用具有较大F数的物镜光学系统一般将对途经物镜光学系统的光线加以限制，从而使图像不太亮。为了解决该问题，必须使照射源更亮。

10 胶囊内视镜携带上述相对较弱的照射源。因此，当物镜光学系统具有大F数时，图像会如此暗淡以至难以进行物体的观察和诊断。为此，常规胶囊内视镜不通过使用具有大F数的物镜光学系统来扩展物镜光学系统的视野深度。因此，常规胶囊内视镜具有较小的视野深度。

为了满足观察要求，图3所示的常规胶囊内视镜的物镜光学系统7被设计成在离开物镜光学系统前端几十毫米的表面上聚焦。在尖端部罩9和物镜光学系统前端之间的距离d可根据物镜光学系统的视野深度来调整，从而使视野深度的近点与尖端部罩9的外表面匹配。这可使物体能够在从尖端部罩到离开尖端部罩几十毫米之间处于焦点上。然而，图3所示的结构会增加尖端部罩和物镜光学系统前端之间的距离d，从而使胶囊全长L
20 增加。

胶囊内视镜的物镜光学系统也需要较小。在常规非胶囊内视镜中的物镜光学系统例如由多个透镜和各种滤光器形成，各种滤光器用于颜色校正。对于常规胶囊内视镜，颜色校正可确保在与一种采用具有不同光谱输出的源的照射系统一起使用时，得到恒定的颜色再现。诸如CCD和
25 CMOS器件那样的固态元件对红外线波长尤其敏感。因此，这种非线性敏感性会产生光噪声，而光噪声是在成像过程中引入的。因此，一般在物镜光学系统内设置滤光器，用于降低红外线波长的强度。为此，常规非胶囊内视镜的物镜光学系统具有较大全长。由于常规非胶囊内视镜的物镜光学系统由许多光学元件形成，因而该物镜光学系统的缺点是部件成

本高并且组装成本高。因此，现有技术的非胶囊内视镜的物镜光学系统不适合用作胶囊内视镜的物镜光学系统。

胶囊内视镜本体可由磁感应来控制，以便在病人体内的观察期间实现其定位/定向。因此，重要的是，胶囊内视镜本体的质量轻是很重要的。

5 胶囊内视镜本体还需要是可抛弃型的。因此，降低每个胶囊的生产成本非常关键。

为了满足上述要求，胶囊内视镜中的物镜光学系统可使用塑料透镜来形成。然而，塑料透镜在其形状方面容易发生较大变化，这取决于塑料透镜的水合温度和水合量。而且也会发生诸如屈光力那样的物理特性的变化。因此，温度、体内含水量、以及吞下后经过的时间都会大大影响物镜光学系统的成像性能。这会导致以下问题，即：在病人体内观察过程中发生的物镜光学系统的视野深度变化会使胶囊内视镜无法提供所需图像。为了避免这一问题，现有技术已对物镜光学系统制造公差的变化以及在实际情况下的视野深度变化都作了考虑，从而以较高精度进行
10 聚焦。这会使组装更困难，并会减少合格产品的产量，从而使生产成本增加。
15

发明内容

本发明的第一目的是确保胶囊内视镜具有较大的视野深度；本发明的第二目的是延长可使用胶囊内视镜进行观察的时间；本发明的第三目的是使胶囊内视镜本体尺寸更小；本发明的第四目的是降低胶囊内视镜本体内各部件的成本；以及本发明的第五目的是降低胶囊内视镜本体的组装成本。
20

根据本发明的目的，提供一种胶囊内视镜本体，其包括下列被密封在胶囊内视镜本体内的部件，这些部件是：照射系统，用于照射空腔内部；成像系统，用于使由照射系统照射的内部成像，所述成像系统包括物镜光学系统和图像传感器，该图像传感器可扫描图像以便把图像转换为电输出信号；以及发送器，用于发送由图像传感器输出的信号；其特
25

征在于：成像系统还包括空间频率特性转换器，该空间频率特性转换器可使成像系统的光学传递函数在对焦位置的某个范围内保持大体恒定。

附图说明

5 从以下给出的详细说明并结合附图，将对本发明有更全面的了解。这些附图是仅通过举例说明而给出的，因而不对本发明加以限制。在附图中：

图1是与本发明相关的人体内部部分的示意图；

图2是示出现有技术的胶囊内视镜本体的前视图的示意图；

10 图3是示出图2所示的胶囊内视镜本体的内部结构的示意图；

图4是示出现有技术的另一胶囊内视镜本体的内部结构的示意图；

图5示出了根据本发明的胶囊内视镜观察系统的总体构成；

图6是示出根据本发明第一实施例的胶囊内视镜本体的内部结构的示意图；

15 图7是示出根据本发明第一实施例的胶囊内视镜本体的前视图的示意图；

图8是示出根据本发明第二实施例的胶囊内视镜本体的内部结构的示意图；

20 图9是示出根据本发明第三实施例的胶囊内视镜本体的内部结构的示意图；

图10是示出根据本发明第五实施例的胶囊内视镜本体的内部结构的示意图；

图11是示出根据本发明的被视为“最佳模式”的第六实施例的胶囊内视镜本体的内部结构的示意图；

25 图12(a)和图12(b)示出了第六实施例的胶囊内视镜的物镜光学系统的详细结构，第六实施例当前是本发明的“最佳模式”，从物体侧看，图12(a)是侧视图，图12(b)是端视图；

图13示出了可在第六实施例的胶囊内视镜中使用的物镜光学系统的另一例的详细结构；

图14示出了第七实施例的胶囊内视镜本体的内部结构；

图15(a)和图15(b)示出了第七实施例的物镜光学系统的详细结构，
从物体侧看，图15(a)是横截面侧视图，图15(b)是端视图；

图16(a)和图16(b)示出了第七实施例的物镜光学系统的另一例的详
5 细结构，从物体侧看，图16(a)是横截面侧视图，图16(b)是端视图；

图17示出了本发明第八实施例的胶囊内视镜本体的内部结构；

图18示出了本发明第八实施例的物镜光学系统的详细结构；

图19(a)和图19(b)示出了本发明第九实施例的物镜光学系统的详细
10 结构，从物体侧看，图19(a)是横截面侧视图，图19(b)是端视图；

图20是本发明第十实施例的胶囊内视镜本体的示意性前视图；

图21示出了本发明第十实施例的物镜光学系统的详细结构；

图22示出了现有技术的成像系统的视野深度扩展，该现有技术迄今
15 还未用于扩展胶囊内视镜成像系统的视野深度；

图23是示出图22所示的掩模外观的透视图，该掩模起到空间频率特
15 性转换器的作用，用于使图22的成像系统的光学传递函数在对焦位置的
某个范围内保持大体恒定；

图24是示出当物体位于通用光学系统中的焦点时的光学传递函数的
强度分布的图形显示；

图25是示出当物体离开通用光学系统中的焦点时的光学传递函数的
20 强度分布的图形显示；

图26是示出在通用光学系统中当物体离开的焦点的距离比在图25还
要远时的光学传递函数的强度分布的图形显示；

图27是示出在一种具有扩展视野深度的光学系统中当物体位于焦点
时的光学传递函数的强度分布的图形显示；

图28是示出在一种具有扩展视野深度的光学系统中当物体远离焦点
25 时的光学传递函数的强度分布的图形显示；

图29是示出在一种具有扩展视野深度的光学系统中当物体离开的焦
点的距离比在图28还要远时的光学传递函数的强度分布的图形显示；

图30是用于示出在一种具有扩展视野深度的光学系统中的反向滤光器特性的图形显示，该反向滤光器用于处理光学传递函数的强度分布；

图31是用于示出在使用具有图30的特性的反向滤光器来处理图27的光学传递函数的强度分布之后的光学传递函数的强度分布的图形显示；

5 图32是用于示出在使用具有图30的特性的反向滤光器来处理图28的光学传递函数的强度分布之后的光学传递函数的强度分布的图形显示；

图33是用于示出在使用具有图30的特性的反向滤光器来处理图29的光学传递函数的强度分布之后的光学传递函数的强度分布的图形显示；

图34是示出LED的光谱辐射度特性的图形显示；

10 图35显示本发明的第十一实施例；

图36显示本发明第十二实施例的可以用于胶囊内视镜例子的物镜系统的横截面图；

图37到39是当物体距离分别是5mm, 13.5mm和100mm时物镜系统的OTF；

15 图40到42是在图36的物镜系统的表面r2由一个不具有自由形状非球面表面的平面表面代替的情况下，当物体距离分别是5mm, 13.5mm和100mm时物镜系统的OTF；

图43显示本发明第十三实施例的可以用于胶囊内视镜例子的另一个物镜系统的横截面图；

20 图44到46是当物体距离分别是5mm, 15.5mm和100mm时物镜系统的OTF；

图47到49是在图43的物镜系统的表面r2由一个不具有自由形状非球面表面的平面表面代替的情况下，当物体距离分别是5mm, 13.5mm和100mm时物镜系统的OTF。

25

本发明的详细说明

根据本发明的胶囊内视镜具有以下特性。胶囊内视镜本体包括：照射系统，用于照射生物体内部；成像系统，用于使所照射的内部成像；

以及发送器，用于发送由成像系统捕获和输出的图像信号，所有这些部分都被收纳在密封胶囊内。

成像系统由物镜光学系统、空间频率特性转换器以及图像传感器形成，图像传感器可扫描图像，以便把图像转换为电输出信号。空间频率特性转换器由在第5,748,371号美国专利中揭示的光学掩模构成，该美国专利的揭示内容在本文中引用以供参考。空间频率特性转换器使光学传递函数在对焦位置的某个范围内保持基本恒定。这可使成像系统的视野深度增大，同时保持良好的图像质量。

在第5,748,371号美国专利中还揭示了一种信号处理器，该信号处理器用于恢复已由空间频率特性转换器转换的空间频率特性。信号处理器可设置在胶囊内视镜本体自身内，也可设置在胶囊内视镜本体外。优选的是，信号处理器设置在胶囊内视镜本体外，以下将对此进行论述。

远离胶囊内视镜本体设有接收器，用于接收从胶囊内视镜本体发送的图像信号。该接收器优选地包括信号处理器，该信号处理器可恢复已由胶囊内视镜本体内的空间频率特性转换器转换的空间频率特性，从而在扩展的视野深度上生成生物体内部的高分辨率图像。图像传感器是MOS型图像传感器，MOS型传感器功耗低，适于封装。与在现有技术的胶囊内视镜中一样，用于操作胶囊内视镜的电源可包括一个或多个电池。

根据本发明，用于至少部分向胶囊内视镜本体供电的电源可设置在胶囊内视镜本体外。例如，胶囊内视镜本体可全部或部分由从外部电源发送的诸如微波那样的电磁波供电。物镜光学系统可由多个塑料透镜形成。密封胶囊具有透明尖端部罩，该透明尖端部罩可罩住物镜光学系统和照射系统双方的前部。并且，尖端部罩可具有大体椭圆形状。

或者，尖端部罩在用于罩住物镜光学系统前部的部分具有的形状可以与用于罩住照射系统前部的部分具有的形状不同。并且，可在物镜光学系统和照射系统之间设有一个用于提供屏蔽效应的构件。空间频率特性转换器优选地具有孔，该孔在形状上与图像传感器的受光部分的孔类似，该受光部分的孔的形状为大体长方形。用于支撑物镜光学系统的透镜框架在物体侧具有孔，该孔也用作光阑 (brightness stop)。光阑的

形状也优选地与空间频率特性转换器的孔形状相同。物镜光学系统可由具有正屈光力的单个非球面透镜形成，或者由具有正屈光力的透镜组形成（该透镜组由两个正透镜组成），或者由一个具有总负屈光力的第一透镜组和一个具有总正屈光力的第二透镜组形成。

5 用于支撑物镜光学系统的透镜框架在物体侧具有开口，该开口用作光阑，空间频率特性转换器位于与物镜光学系统的光阑大体相同的位置。

图5示出了根据本发明的胶囊内视镜系统的总体构成，该胶囊内视镜系统包括胶囊内视镜本体1和接收器16，接收器16设置在附近，用于接收来自胶囊内视镜本体的图像，从而可使所接收的图像显示在监视器上。

10 以下将对本发明的各种实施例进行详细说明。

第一实施例

图6示出了根据本发明第一实施例的胶囊内视镜本体1的结构。胶囊内视镜本体包括：透明罩9，用于封闭胶囊内视镜本体1；照射系统18；
15 物镜光学系统7，其包括物镜6；红外线阻塞滤光器8；固态成像元件10；图像处理装置12，用于控制固态成像元件10并处理图像；控制装置11；无线装置13；天线15；以及电源14。本实施例使用电池用于电源14。

物镜光学系统7设有空间频率特性转换器19，用于转换空间频率。而且，信号处理电路被包括在图像处理装置12内，而图像处理装置12设置
20 在胶囊内视镜本体内。在装运胶囊内视镜本体之前，针对由于物镜光学系统7的制造公差引起的光学性能变化，使用图像处理装置12进行调整。这可使胶囊内视镜系统具有恒定成像性能，尽管在各个胶囊内视镜本体之间存在光学性能差异，而且通过减少由于质量控制原因而必须抛弃的胶囊内视镜本体的数量，还可提高产量。信号处理电路用于使用数字处
25 理来恢复图像信号的空间频率成分，以便消除仅由于各个胶囊内视镜本体的光学系统的制造公差引起的图像信号的空间频率成分变化。

如上所述，视野深度扩展的光学系统在第5,748,371号美国专利中作了揭示。图22是这样一种现有技术光学系统的示意图，该现有技术的光学系统迄今还未与胶囊内视镜的成像系统一起使用。该视野深度扩展的

光学系统由物镜光学系统(例如所示的正透镜)形成,该物镜光学系统通过一个掩模观察物体来形成物体的图像。掩模位于物镜光学系统的光瞳位置,并且优选地是具有图23所示形状的透明相掩模。掩模通过使来自物体的光的某些空间频率的延迟多于其他空间频率来影响光学系统的光学传递函数。诸如图22所示的CCD阵列那样的图像传感器可捕获所修改的图像数据。诸如所示的数字处理系统那样的图像处理装置可用于取消掩模的影响,从而使视野深度扩展的图像能够被显示以观看。

图24至图33是光学传递函数OTF(绘制在Y轴上)与图像平面上的相对空间频率(绘制在X轴上)的关系曲线图,X轴上的数字“2”与成像元件的奈奎斯特(Nyquist)频率对应。

对于不具有相掩模的常规光学成像系统,当物体位于光学系统焦点时,光学传递函数如图24所示。当物体朝离开光学系统焦点的方向移动给定距离时,光学传递函数从如图24所示降级到如图25所示。如果物体进一步朝离开光学系统焦点的方向继续移动,则光学传递函数仍进一步降级,如图26所示。

另一方面,针对物体相对于光学系统焦点的各个相同位置,使用一种具有相同光学性能但带有图23所示的光学相掩模(起到空间频率特性转换器的作用)的光学系统,将产生图27、图28和图29所示的光学传递函数。如果针对图27、图28和图29所示的强度分布,使用具有图30所示特性的反向滤光器进行滤光处理,则OTF分布分别如图31、图32和图33所示,这些OTF分布与当物体位于焦点时图像平面上的OTF分布类似。

如上所述,在本发明的胶囊内视镜本体中使用的空间频率特性转换器可使成像系统的光学传递函数在对焦位置的某个范围内保持大体不变,如图27、图28和图29所示的曲线的几乎平坦区域所示。如图6所示,空间频率特性转换器19可大体在物镜光学系统7的光瞳处形成。然后,进行信号处理,以便恢复从固态成像元件10获得的图像信号的空间频率,固态成像元件10位于光学系统的图像平面上。这可解决常规胶囊内视镜的问题,并可提供一种视野深度大大增加的光学成像系统。

因此，物镜光学系统7可具有小F数，并可同时提供较大的视野深度，以确保在固态成像元件10上形成明亮图像。这可使胶囊内视镜本体能够获得生物体内较大空间的内部的图像，例如当胶囊内视镜在胃和大肠内时所需的图像。

- 5 使物镜光学系统能够具有小F数，可使照射系统18能够被设计成低功率LED，这可缩减照射系统的尺寸，并可减少其耗电量。更有利的是，胶囊内视镜本体1现可设计成具有图7所示的较小直径D，从而减轻病人疼痛。由于使用用电量较少的较小LED而产生的剩余电量，可使胶囊内视镜本体在病人体内时进行观察和诊断的时间延长。电池14(图6)的容量可大幅减少，因此体积减小。这可缩短图6所示的胶囊内视镜本体1的全长L。

- 10 可由物镜光学系统7提供的扩展视野深度是相当大的。因此，无需任何聚焦操作，就可为物体的观察和诊断获得足够的视野深度。这可简化胶囊内视镜本体1的组装。此外，尽管塑料透镜由于塑料的光学特性更多地依赖于温度和湿度而在以往有时会导致聚焦失败，然而在本发明中无需聚焦，使得能够使用塑料透镜。因此，这将提高胶囊内视镜本体内的物镜光学系统的产量，并将降低该物镜光学系统的制造和组装成本。

- 20 本实施例的物镜光学系统具有约140°的宽视野，该视野是使用焦点后移型透镜装置获得的，该透镜装置按照从物体侧开始的顺序包括：具有负屈光力的透镜组，该透镜组由负透镜元件和正透镜元件形成；光阑，在该光阑处设有空间频率特性转换器；以及具有正屈光力的透镜组，该透镜组由正透镜元件形成，该正透镜元件与一负透镜元件接合。由于在使胶囊内视镜本体在病人体内定向方面存在困难，因而具有广角视野的物镜光学系统与本发明中可用的扩展视野深度相结合，将极其有助于确保生物体内的较大腔体被胶囊内视镜正确观察。用于产生宽发散照射束的磨砂散射板或凹透镜可设置在LED的光出射表面的前面，以便弥补扩展视野的周边区域内的任何光不足。这样，可提供一种光分布广泛的光学照射系统，该光学照射系统可有助于确保生物体内的较大腔体被胶囊内视镜正确观察。本实施例在胶囊内视镜本体1内包括图像处理装置12，该图像处理装置12的功能如上所述。

对于无线胶囊内视镜来说，为了节省电能，在发送图像数据之前使用诸如JPEG格式的图像压缩技术是有用的。JPEG格式通过忽略来自图像数据的高空间频率，可影响已使用该格式压缩的图像的空间频率成分。本实施例的设计可采用较少数量的电路使图像压缩发生，从而降低生产成本。并且，空间频率特性恢复和图像压缩可针对各胶囊内视镜本体而受控，从而确保精确的图像再现，而图像质量不会由于制造公差而变化。并且，空间频率特性恢复是在图像压缩之前进行的，以便把由于不可逆地忽略较高空间频率的JPEG格式引起的图像质量损失降至最少。采用这种方式，可提高使用胶囊内视镜获得的图像质量。

10

第二实施例

图8示出了第二实施例的胶囊内视镜本体1的结构，第二实施例与第一实施例的不同在于，用于罩住照射系统和物镜光学系统的透明罩9的尖端部具有大体椭圆形状。如上所述，使用本发明可增加胶囊内视镜本体的成像系统的视野深度。因此，即便观察点和第一透镜表面之间的距离d较小，也可在与尖端部罩9接触的点实现聚焦。因此，可进一步缩短胶囊内视镜本体的全长L，而不会使采用胶囊内视镜所作的观察降质。这可使罩的尖端部能够由具有任何形状的价格低廉的模制塑料形成。在本实施例中

20

第三实施例

图9示出了第三实施例的胶囊内视镜本体1的结构，第三实施例与第一实施例和第二实施例的不同在于：透明罩9的尖端部的结构，以及在物镜光学系统6和照射系统18之间存在屏蔽构件21。对于用于罩住物镜光学系统的部分9' 以及对于用于罩住照射系统的部分20，本实施例的尖端部罩采用不同部件形成。

25

第一实施例的结构，即：单个尖端部罩可罩住物镜光学系统6和照射系统18这种结构，可使从物镜光学系统18出射的光能够在透明罩9的尖端部上反射，产生杂散光，然后，该杂散光进入物镜光学系统7，并容易在

视野内产生闪光。为了避免该问题，针对杂散光，如有的话，在物镜光学系统、照射系统18和尖端部罩之间进行位置调整，以防杂散光进入物镜光学系统内。然而，这种调整将使胶囊内视镜本体1的组装更困难。本实施例的结构可容易地防止杂散光进入物镜光学系统，因此，无需在物
5 镜光学系统7、照射系统18和尖端部罩之间进行位置调整。因此，胶囊内视镜本体1更易于组装，从而可提高产量并可降低生产成本。

第四实施例

第四实施例与第一实施例的不同在于它在图5的接收器16内包括信
10 号处理电路17(用于恢复空间频率特性，以便形成视野深度扩展的图像)。把信号处理电路17设置在接收器16内而不是设置在胶囊内视镜本体1内，可简化在胶囊内视镜本体1内所需的信号处理以及电路结构。这可进一步省电，并可使胶囊内视镜本体在病人体内进行观察和诊断的时间延长，从而实现一种更实用的胶囊内视镜系统。并且，可使用具有较小存储容
15 量和较小体积的电池，从而可进一步缩减胶囊的尺寸。当使用诸如JPEG格式那样的不可逆压缩时，可消除图像的高空间频率分量。因此，接收器16接收高空间频率成分减少的图像信号，该高空间频率成分随着图像压缩比而变化。在接收器16内用于恢复空间频率特性的信号处理电路17可执行最佳处理，该最佳处理以图像信号的中到低空间频率特性为目标。
20 这可简化信号处理电路17，从而降低胶囊内视镜系统的生产成本。一般，图像信号的高空间频率分量包括来自诸如图像传感器那样的电气元件的噪声，该噪声可在图像再现期间由图像处理电路放大。本实施例通过使用信号处理来获得低噪声的再现图像，该信号处理强调中到低空间频率分量，而削弱高空间频率分量。

25

第五实施例

图10示出了第五实施例的胶囊内视镜本体1的结构，第五实施例与第一实施例的不同在于物镜光学系统的结构。本实施例的物镜光学系统包括空间频率特性转换器19。物镜6由两个正透镜元件形成，这使得其尺寸

较小。因此，物镜光学系统按照从物体侧的顺序包括：空间频率特性转换器19，光阑22，两个平凸透镜，以及固态成像元件10的受光表面。一般，仅由正透镜形成的物镜光学系统有助于一种紧凑的成像装置，但不提供足够大的后焦点。本实施例的物镜光学系统7具有空间频率特性转换器19，该空间频率特性转换器19非常靠近光阑22，从而缩短物镜光学系统7的全长m。这可进一步缩短胶囊内视镜本体的全长L。

本实施例的物镜光学系统7不包括红外线滤光器或颜色校正滤光器。如在现有技术中所述，内视镜用的常规物镜光学系统需要红外线滤光器或颜色校正滤光器。然而，胶囊内视镜把照射装置和成像装置一起包括在胶囊内。因此，成像装置的颜色再现可根据照射装置的光谱强度特性来确定。为此，在物镜光学系统中无需颜色校正滤光器。此外，白色LED被用作照射系统。白色LED使用荧光物质来生成期望颜色，因此，白色LED不会产生大量紫外光或红外光，而大量紫外光或红外光会使采用电子图像传感器进行的观察降质。

图34示出了白色LED的相对光谱辐射度(在Y轴上以百分率为单位表示)与发射光的波长(在X轴上以nm为单位表示)的关系曲线。由于白色LED产生的紫外线波长可忽略不计并且几乎不产生红外线波长，因而无需把红外线阻塞滤光器或紫外线阻塞滤光器包括在物镜光学系统内。由于无需设置红外线滤光器和颜色校正滤光器，因而可使用一种无需较大后焦点的具有正屈光力的光学系统。

第六实施例

图11示出了第六实施例的胶囊内视镜本体1的结构，第六实施例与第五实施例的不同在于物镜光学系统的结构。本实施例的物镜光学系统7包括空间频率特性转换器19。物镜系统由两个正透镜形成。因此，物镜光学系统按照从物体侧的顺序包括：框架23，其在物体侧具有开口，该开口用作光阑，这使得其结构简单；空间频率特性转换器19；两个平凸透镜；以及固态成像元件10的受光表面。框架23在物体侧具有开口25，该开口25用作光阑，紧随其后的是空间频率特性转换器19。紧随光阑设置

空间频率特性转换器19可使物镜光学系统能够仅由两个正透镜元件形成。

该结构包括胶囊内视镜本体，该胶囊内视镜本体容纳：照射装置18；物镜光学装置7；固态成像元件10；图像处理装置12，用于控制固态成像元件10并处理图像；总控制装置11；无线装置13；天线15；以及电源14，它们都密封在胶囊罩1和透明罩9内，如图11所示。而且，接收器16设有信号处理电路17，用于再现空间频率特性，如图5所示。电源14是电池，该电池提供胶囊内视镜所需的所有电力。固态成像元件10可以是CCD型图像传感器，也可以是MOS型图像传感器。

图12(a)和图12(b)示出了成像装置的详细结构。从物体侧看，图12(a)是侧视图，图12(b)是端视图。参照图12(a)，在具有开口25的透镜框架23内，按照从物体侧的顺序设有：光瞳调制元件19；平凸透镜6；环24，用于隔开平凸透镜6；以及固态成像元件10。参照图12(b)，透镜框架23的开口25是光阑并具有圆形形状。光瞳调制元件19围绕光轴具有圆形周边，平凸透镜6也一样。光瞳调制元件19的外径与平凸透镜6的外径相等。

如图13所示，通过把空间频率特性转换器19和平凸透镜6组合成单透镜或者把对置定向的平凸透镜6与固态成像元件10接合，可进一步减少部件数量，以便提高成像装置的组装性能。这也有助于防止用于形成成像装置的各部件之间的距离出现偏差，从而可使成像质量稳定，同时可提高产量。

第七实施例

图14示出了第七实施例的胶囊内视镜本体1的结构，第七实施例与第六实施例的不同在于物镜光学系统的结构。图15(a)和图15(b)是第七实施例的成像装置的详细视图，从物体侧看，图15(a)是侧视图，图15(b)是端视图。物镜光学系统7包括空间频率特性转换器19。物镜由两个平凸透镜组成，这两个平凸透镜定向成使其凸侧相互面对，如图所示。因此，物镜光学系统按照从物体侧的顺序包括：空间频率特性转换器19，两个

平凸透镜，以及固态成像元件10的受光表面。框架23在物体侧具有开口25，该开口25用作光阑，紧随其后的是空间频率特性转换器19。

参照图15(a)和图15(b)，在框架23内形成的光阑或开口25大体是方形。空间频率特性转换器19也大体是方形。因此，框架23具有大体方形的内轮廓，以便收纳空间频率特性转换器19。固态成像元件10也形成为大体方形。因此，框架23具有大体方形的内轮廓，以便收纳固态成像元件10。如图23所示，面向光阑或开口25的空间频率特性转换器19的大体方形区域具有自由三维曲面。固态成像元件10的像素阵列的垂直(V)和水平(H)方向与空间频率特性转换器19和光阑或开口25的大体方形区域的垂直和水平方向对准。这可使固态成像元件10的成像装置内的空间频率特性转换性能最大化。考虑到监视器的垂直(V)和水平(H)分辨率，这也有助于优化成像装置内的空间频率特性转换性能。

使用本实施例的框架结构可消除固态成像元件10、空间频率特性转换器19以及光阑或开口25的垂直和水平对准操作。而且，与第六实施例一样，用于形成成像装置的部件可被插入和固定在框架23内用于组装。这可通过显著减轻组装所需的劳动并显著缩短组装所需的时间而有助于组装。通过把空间频率特性转换器19模制到紧随其后的平凸透镜上，可减少部件数量，从而进一步改善组装性能。

图16(a)和图16(b)示出了第七实施例的修改实施例，从物体侧看，图16(a)是侧视图，图16(b)是端视图。如图所示，成像装置包括：空间频率特性转换器和平凸透镜，这两者组合为单透镜19；以及另一平凸透镜6。框架23具有一结构，该结构可确定空间频率特性转换器19和平凸透镜6之间的距离 n ，使得可消除空间频率特性转换器19和平凸透镜6之间的间隙环，从而可减少部件数量。而且，在本实施例中，平凸透镜6和固态成像元件10可接合在一起，以便减少部件数量，从而可进一步改善成像装置的组装性能。

第八实施例

图17示出了第八实施例的胶囊内视镜本体的结构，第八实施例与第五实施例、第六实施例和第七实施例的不同在于物镜光学系统的结构。图18是第八实施例的成像装置的详细视图。物镜光学系统包括空间频率特性转换器19，如图所示元件。物镜由单个非球面双凸透镜6'组成。因此，成像装置按照从物体侧的顺序包括：空间频率特性转换器19，非球面双凸透镜6'，以及固态成像元件10的受光表面。框架23在物体侧具有开口25，该开口25用作光阑，紧随其后的是空间频率特性转换器19。

这种由单个非球面双凸透镜组成的结构不能具有足够大的后焦点。因此，空间频率特性转换器19设置在物镜光学系统的光阑的位置。非球面透镜能够独自对视野曲率和球面像差进行校正。这可产生一种视野深度较大并且像差校正令人满意同时具有广角视野的极其紧凑的成像装置。使用这种成像装置会有助于进一步缩短胶囊内视镜本体的全长L。而且，与第六实施例一样，用于形成成像装置的部件可按顺序被插入和固定在框架23内用于组装。也就是说，空间频率特性转换器19、间隙环24、非球面双凸透镜6以及固态成像元件10可按照从物体侧的顺序被插入和固定在框架23内。这可降低成像装置的组装成本。

第九实施例

图19(a)和图19(b)是第九实施例的成像装置的详细视图，从物体侧看，图19(a)是侧视图，图19(b)是端视图。第九实施例与第八实施例的不同在于物镜光学系统的结构。物镜光学系统包括空间频率特性转换器19。物镜由具有正屈光力的单个非球面透镜组成。因此，成像装置按照从物体侧的顺序包括：空间频率特性转换器19，非球面双凸透镜6'，以及固态成像元件10的受光表面。框架23在物体侧具有开口25，该开口25用作光阑，紧随其后的是空间频率特性转换器19。在框架23内形成的光阑或开口25大体是方形。空间频率特性转换器19也形成为大体方形。因此，框架23具有大体方形的内轮廓，以便收纳空间频率特性转换器19。

5 固态成像元件10也形成为大体方形。因此，框架23具有大体方形的内轮廓，以便收纳固态成像元件10。如图23所示，面向光阑或开口25的空间频率特性转换器19的大体方形区域具有自由三维曲面。固态成像元件10的像素阵列的垂直(V)和水平(H)方向与空间频率特性转换器19和光阑或开口25的大体方形区域的垂直和水平方向对准。这可增强固态成像元件10的成像性能。

10 框架23具有一结构，该结构可确定空间频率特性转换器19和非球面双凸透镜6'之间的距离n。这样可无需在空间频率特性转换器19和非球面双凸透镜6'之间设置间隙环，从而可进一步减少部件数量。使用本实施例的框架结构可消除第八实施例的垂直和水平对准操作，即：消除固态成像元件10、空间频率特性转换器19以及光阑或开口25的垂直和水平对准操作。与第八实施例一样，用于形成成像装置的部件可在组装过程中容易被插入和固定在框架23内。

15 第十实施例

图20是从物体侧看到的第十实施例的胶囊内视镜本体1的前视图。图21是图20所示的在“.”方向上的成像装置的剖面图。本实施例使用多个物镜光学系统26、一个中心物镜6、以及单个固态成像元件10。提供有：光学物镜6，用于在直接观察方向上观察；以及物镜光学系统26，用于在透
20 视观察方向上观察。各物镜光学系统均具有空间频率特性转换器19。

一般，难以控制胶囊内视镜本体在病人体内的观察方向。因此，扩展成像系统的观察范围对于实现体内最大程度的观察和诊断是必要的。本实施例使用具有不同观察方向的多个物镜光学系统。这可使体内的观察范围得到扩展。各物镜光学系统均设有空间频率特性转换器19。因此，
25 即便使用多个物镜光学系统，也可消除聚焦操作。结果，本实施例的胶囊内视镜本体可实现观察范围的扩展，并可易于组装。

图像处理装置可对由多个物镜光学系统从若干不同方向观察的并且形成在固态成像元件10上的图像进行处理，以便生成失真较少的单个广角图像。当同一物体由各个物镜光学系统观察时出现的视差可用于生成

三维图像。如上所述把一个包括具有不同观察方向的多个物镜光学系统的成像装置与一个图像处理装置进行组合的这种胶囊内视镜本体可获得针对胶囊内视镜本体内的具体观察和诊断状况而优化的图像。本实施例使用五个物镜光学系统，但也可使用其他数量的物镜光学系统。

5

第十一实施例

图35显示本发明的第十一实施例。该实施例与第四实施例的不同在于，图像数据处理装置27包括一个信号处理电路17，该信号处理电路17恢复空间频率特性以便形成具有扩展视野深度的图像。参考数字28表示
10 一个监视电视，用于显示由胶囊内视镜捕获的物体的图像。

这使得能够简化接收器16的电子电路并减小接收器16的功率需求，也就是说，减小接收器16中电池尺寸。因此，接收器16被小型化，这可以减小病人在进行检查时佩带该接收器的负担。

可以使用一个个人计算机作为包括信号处理电路17的图像数据处理
15 装置27。在此情况下，通过使用CD-ROM等可以容易地对用于恢复的软件进行版本升级或更新。而且，通过把该计算机改换为一个具有高速CPU的计算机或者一个可以由医生很容易携带的便携式计算机，可以建立一个满足医生的各种需求的灵活的胶囊内视镜观察系统。

在该图中，接收器16和图像数据处理装置与用于发送图像数据信号的
20 电缆29电连接。但是，为该相同目的也可以使用无线传输。可以使用小数据存储介质来把图像数据从接收器16传送到图像数据处理装置。

第十二实施例

图36显示可以用于根据本发明的胶囊内视镜例子的物镜系统的横截
25 面图。

物镜系统包括：光瞳调制元件19，孔径光阑25a，具有一个小孔25；正弯月透镜元件100；和平凸透镜元件101。光瞳调制元件19在其图像侧表面具有自由形状的非球面表面，其形状由下面的函数（a）表示。该表面位于瞳面，用作一个空间频率特性转换器。

$$z=0.221(x^3+y^3) \quad (a)$$

其中 x^3 表示 x 的立方（ x 的三次方）。 z 轴在光轴上， x 和 y 轴是垂直于 z 轴的平面中的两个正交坐标。坐标的原点在 x - y 平面上。

透镜数据如下给出。长度单位是毫米。

曲率半径	表面之间距离	折射率	阿贝数
$r1=\infty$	$d1=0.4039$	$nd1=1.58900$	$vd1=61.3$
$r2=\infty$ (光瞳)	$d2=0.0404$		
$r3=\infty$ (光阑)	$d3=0.0548$		
$r4=-1.1342$	$d4=0.8346$	$nd2=1.58900$	$vd2=61.3$
$r5=-0.7685$	$d5=0.2019$		
$r6=1.2789$	$d6=0.6596$	$nd3=1.58900$	$vd3=61.3$
$r7=\infty$	$d7=0.7673$		
$r8=\infty$ (像面)			

- 5 其中 $r1, r2, \dots$, 表示表面的曲率半径, $d1, d2, \dots$ 表示表面之间的距离, $nd1, nd2, \dots$ 表示每个透镜的折射率, $vd1, vd2, \dots$ 表示每个透镜的阿贝数。在该数据表中, 表面 $r2$ 被指定为一个平面。但是, 实际的表面 $r2$ 具有的形状是, 其原点位于 $r2$ 平面的由函数 (a) 修定的平面。

10 图37到图39是当物体距离分别是5mm, 13.5mm和100mm时物镜系统的OTF。

在图像拾取装置具有 $8\mu\text{m}$ 像素间距的情况下, 该装置的奈奎斯特频率是63线对/mm。如图37—39所示, 该物镜系统具有在奈奎斯特频率的空间频率响应。因此, 可以通过使用一个用于恢复由光瞳调制元件修改的图像数据空间频率的处理装置来恢复OTF分布。

- 15 在本例中, 最大图像高度 (IH) 是0.6 mm。

图40—42是一个物镜系统的OTF, 该物镜系统的表面 $r2$ 由一个不具有自由形状非球面表面的平面表面代替, 其余部件与上面描述的物镜系统完全相同。图40, 图41和图42中的物镜距离分别是5mm, 13.5 mm, 100mm。

- 20 如图40所示, OTF在高频率区几乎变为零, 因此, 即使应用了处理装置, 也很难恢复OTF频率。而且, 发生相位反转, 并且产生了伪分辨

(spurious resolution)。此外，由于该物镜系统的取决于物体距离的OTF变化大于具有空间频率特性转换器的物镜系统的OTF变化，一个适合于一个物体距离的处理装置不适用于另一个物体距离。

5 第十三实施例

图43显示可以用于根据本发明的胶囊内视镜例子的另一个物镜系统的横截面图。

该物镜系统包括：孔径光阑25a，具有一个小孔25；正透镜元件110；和平凸透镜元件111。正透镜元件110在其物体侧表面具有自由形状的非球面表面，其形状由下面的函数（b）表示。该表面位于瞳面，用作一个空间频率特性转换器。

$$z=0.291(x^3+y^3) \quad (b)$$

透镜数据如下给出。长度单位是毫米。

曲率半径	表面之间距离	折射率	阿贝数
$r1=\infty$	$d1=0.0155$		
$r2=\infty$ (光瞳)	$d2=1.0371$	$nd1=1.58900$	$vd1=61.3$
$r3=-0.8901$	$d3=0.2326$		
$r4=-1.4733$	$d4=0.7599$	$nd2=1.58900$	$vd2=61.3$
$r5=\infty$	$d5=0.4032$		
$r6=\infty$ (像面)			

表面 $r2$ 被指定为一个平面。但是，实际的表面 $r2$ 具有的形状是，其原点位于 $r2$ 平面的由函数（a）修定的平面。

图44到图46是当物体距离分别是5mm，15.5mm和100mm时物镜系统的OTF。

在图像拾取装置具有 $8\mu\text{m}$ 像素间距的情况下，该装置的奈奎斯特频率是63线对/mm。如图44—46所示，该物镜系统具有在奈奎斯特频率的空间频率响应。因此，可以通过使用一个用于恢复由在平面 $r2$ 上形成的空间频率转换器修改的图像数据空间频率的处理装置来恢复OTF分布。

在本例中，最大图像高度（IH）是0.775mm。

图47—49是一个物镜系统的OTF，该物镜系统的表面r2由一个平面表面代替，其余部件与上面描述的物镜系统完全相同。图47，图48和图49中的物体距离分别是5mm，15.5mm，和100mm。

5 如图47所示，OTF几乎变为零，即使应用了处理装置，也很难恢复OTF频率。而且，发生相位反转，并且产生了伪分辨。此外，由于该物镜系统的取决于物体距离的OTF变化大于具有空间频率特性转换器的物镜系统的OTF变化，一个适合于一个物体距离的处理装置不适用于另一个物体距离。

10 胶囊内视镜本体可从外部电源连续获得电力这一事实可解决胶囊内视镜本体内缺电的问题。这可使体内用于诊断的观察时间延长。并且，第一实施例至第十三实施例的所有物镜光学系统都可使用塑料透镜。如上所述，本发明的成像系统可解决现有胶囊内视镜的物镜光学系统所遇到的问题，即：成像性能恶化，以及由于体内温度和湿度变化导致无法聚焦。使用带有空间频率特性转换器19的塑料透镜会减少光学系统的重量，从而实现一种轻质胶囊内视镜。这有助于通过病人体内的胶囊内视镜本体的磁感应来进行位置控制。塑料透镜还大大有助于降低生产成本，而生产成本的降低可使胶囊内视镜本体在一次性使用之后丢弃。

20 本发明如上所述，将显而易见的是，本发明可采用多种方式加以更改。例如，本发明第一实施例至第十三实施例的各电源14均可至少部分地由外部电源供电，电能经由诸如微波那样的电磁波被传送到胶囊内视镜本体。可提供天线15，用于接收微波，而且还可提供电源14，该电源14把微波转换为电能，然后，该电能被存储在诸如电容器或可再充电的电池那样的公知装置内。通过使天线15与诸如图像传输那样的其他功能共享，可进一步缩短胶囊内视镜的尺寸。这样，可向胶囊内视镜连续提供电能，并可使储能装置尺寸更小，而这就可使胶囊内视镜本体尺寸更25小。并且，物镜光学系统可包括玻璃透镜，只要这些玻璃透镜不包含诸如砷和铅那样的有害物质就行，因为这些物质对于在人体内使用是不安全的，而且会产生处理问题。这些变动不应被视为背离本发明的精神和范围。而本发明的范围应按照所附权利要求及其合法等同物的规定来定义。对于本领域技术人员是显而易见的，所有这些修改都应被包括在所30附权利要求的范围内。

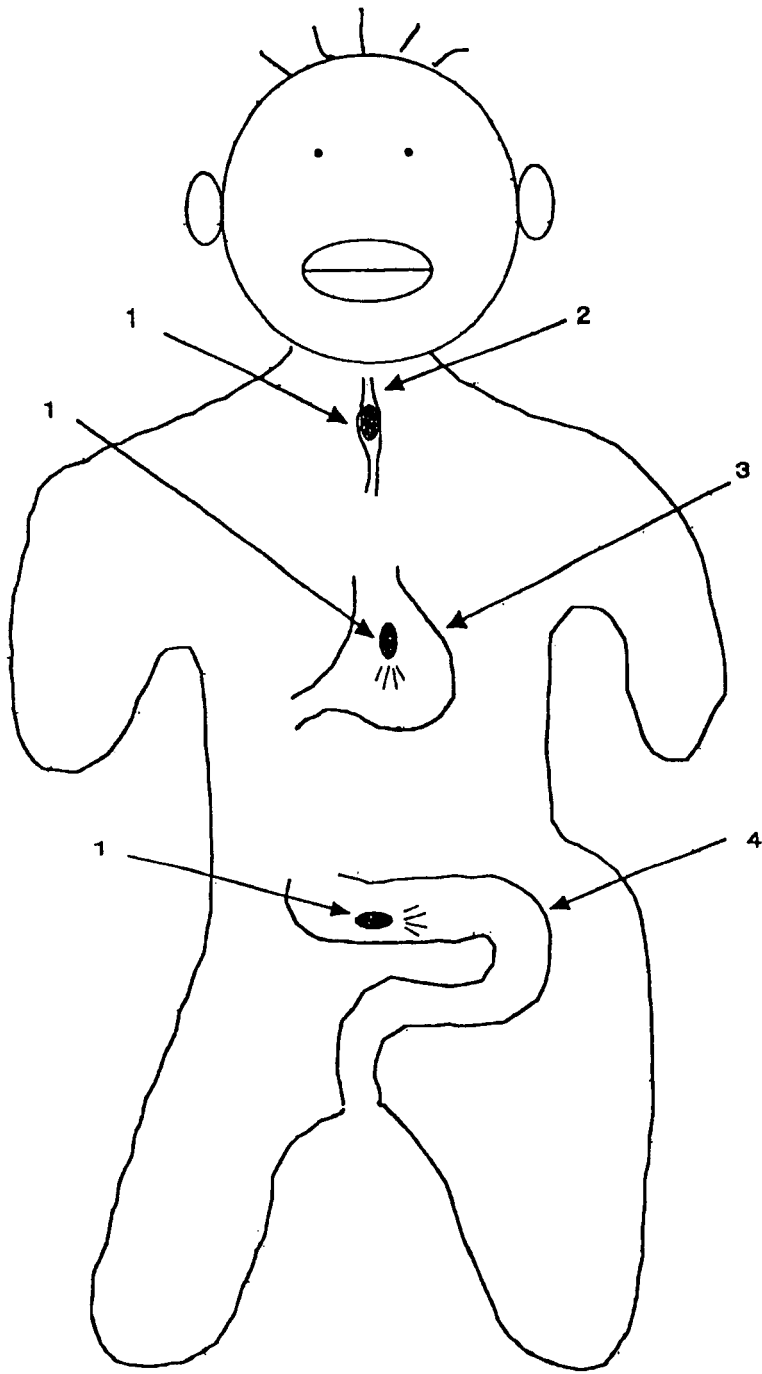


图 1

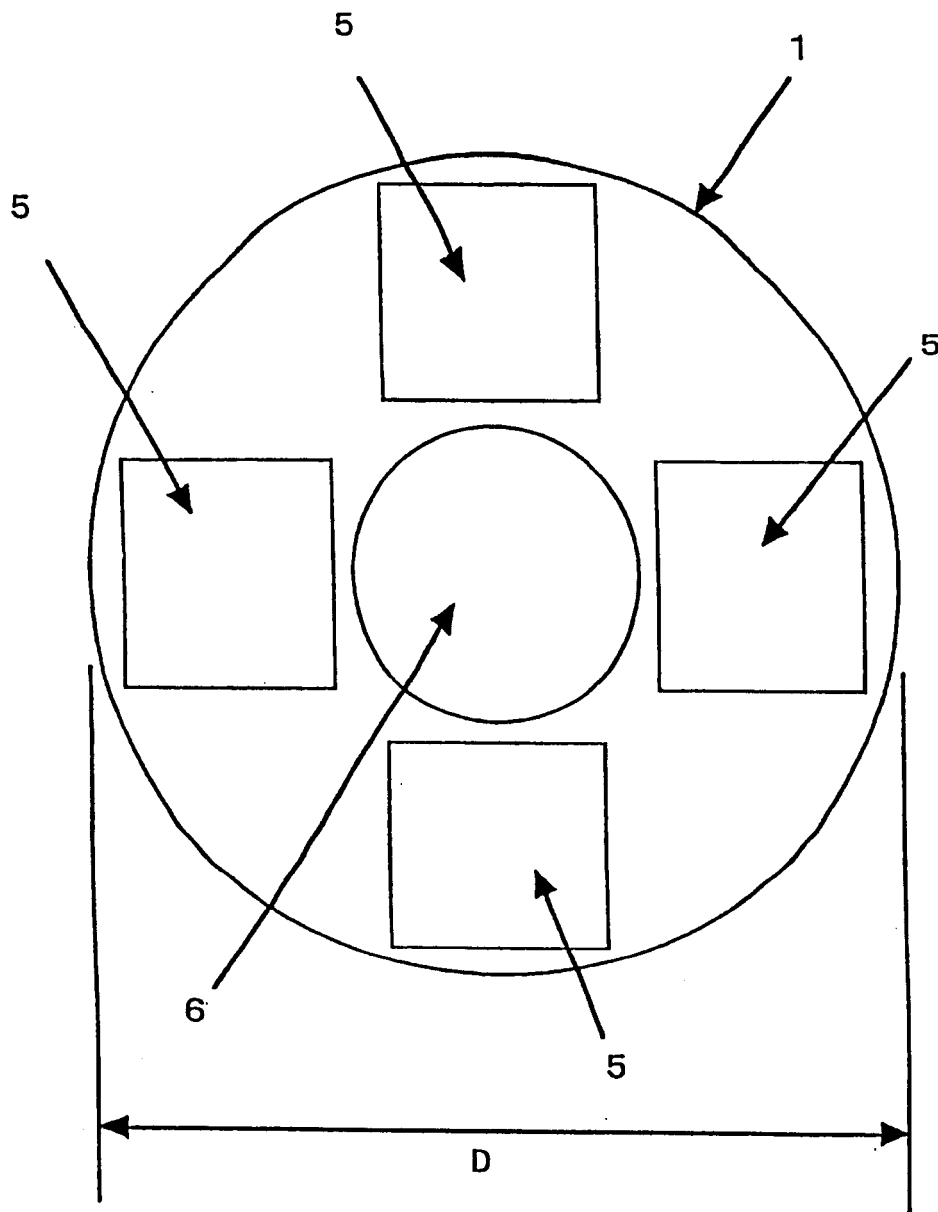


图 2
(现有技术)

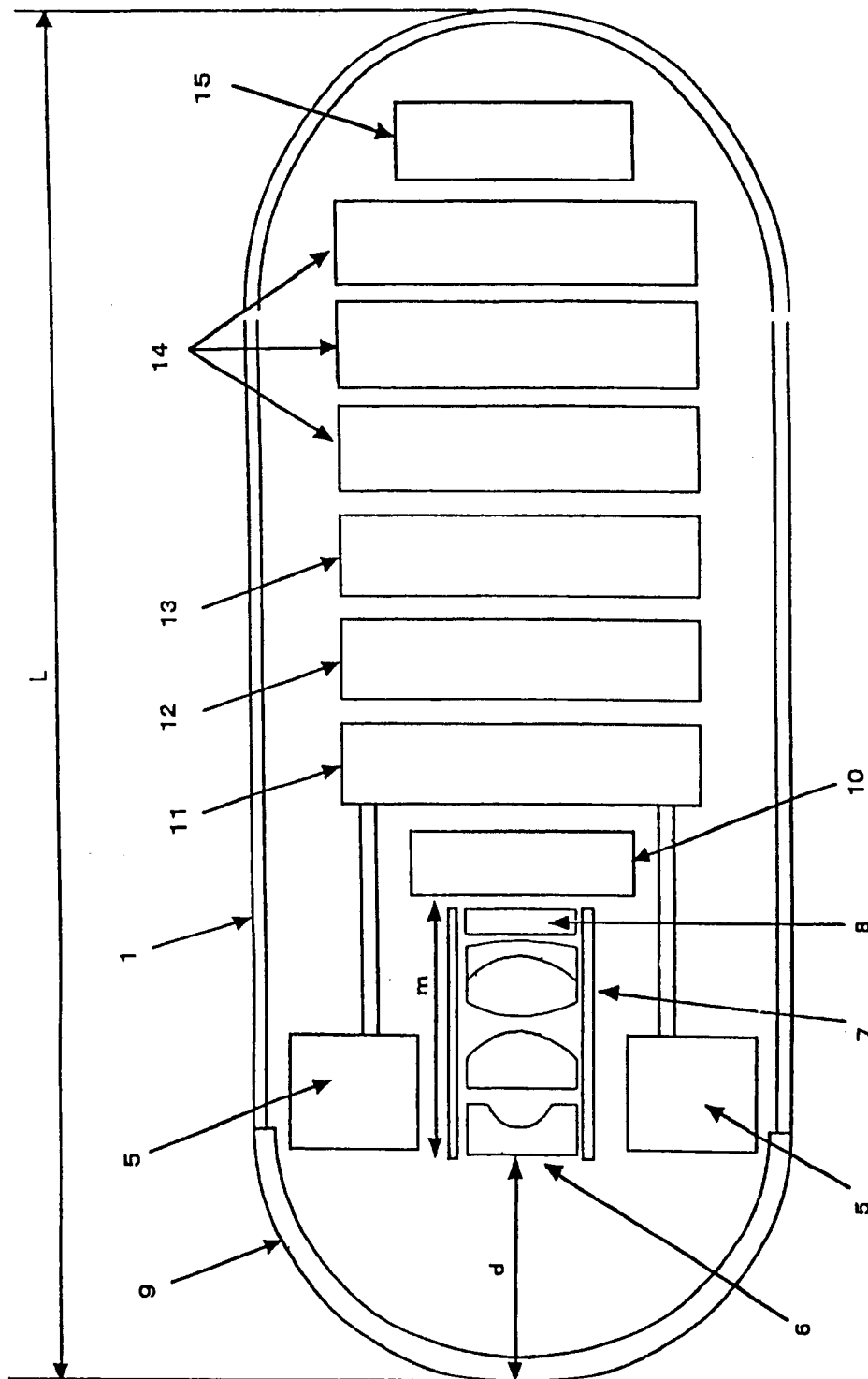


图3
(现有技术)

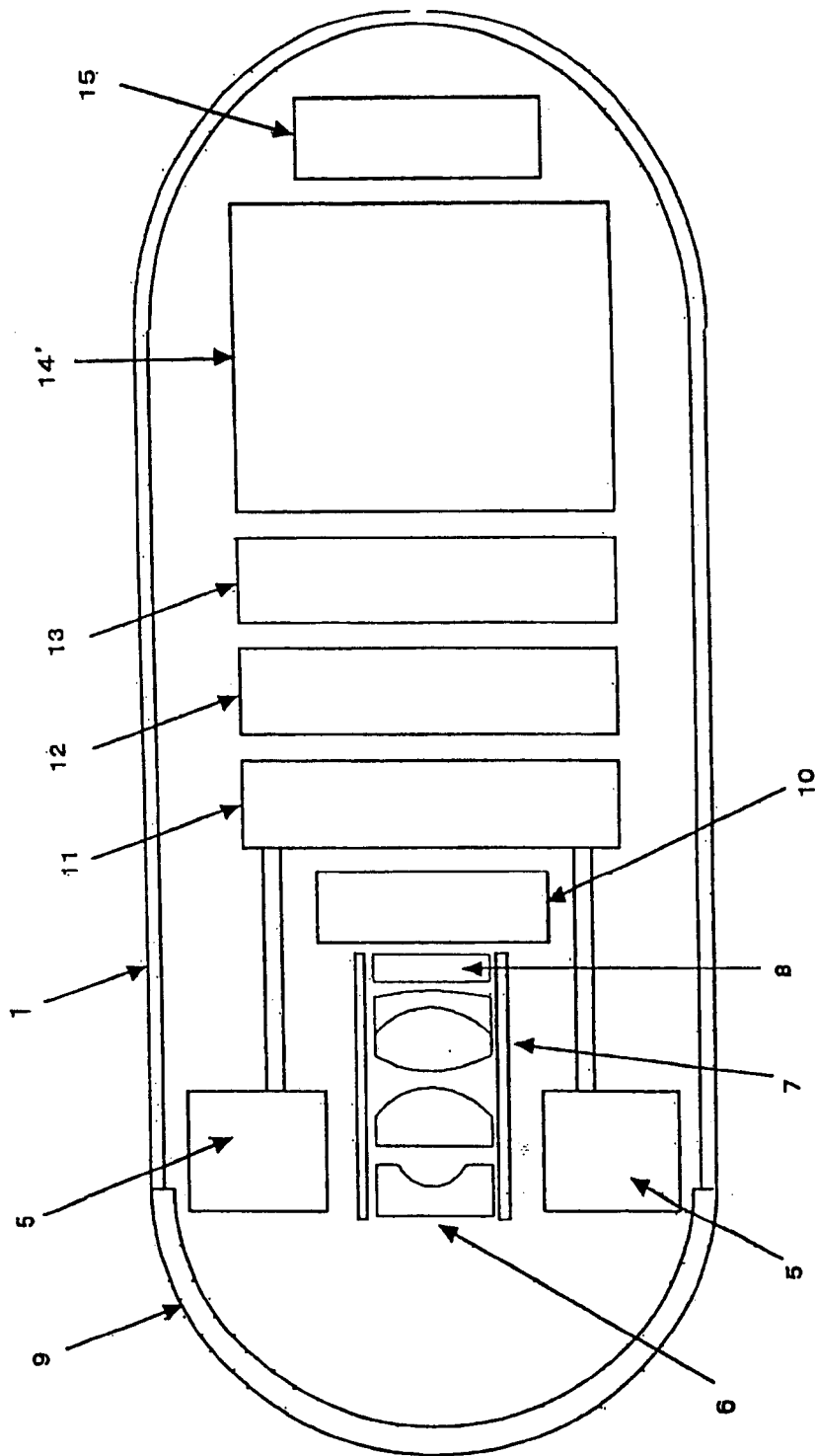


图 4
(现有技术)

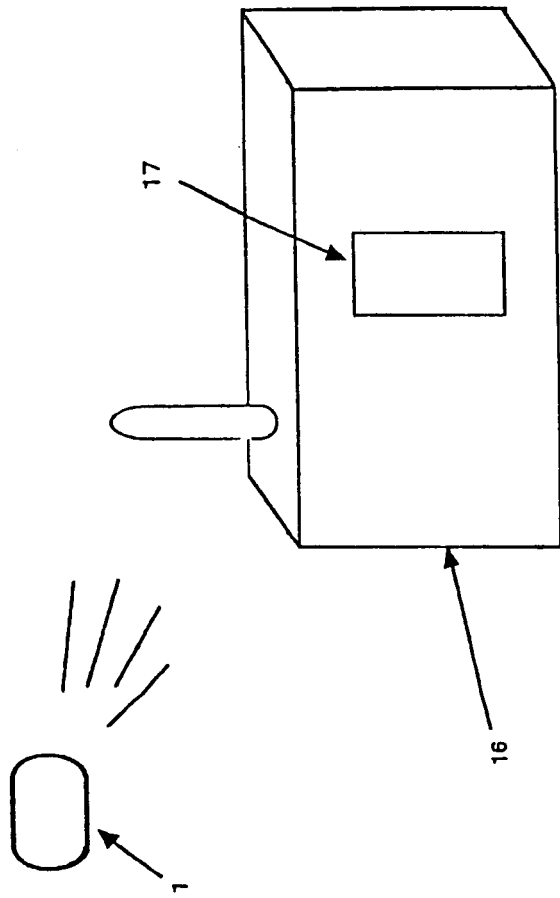


图 5



图 6

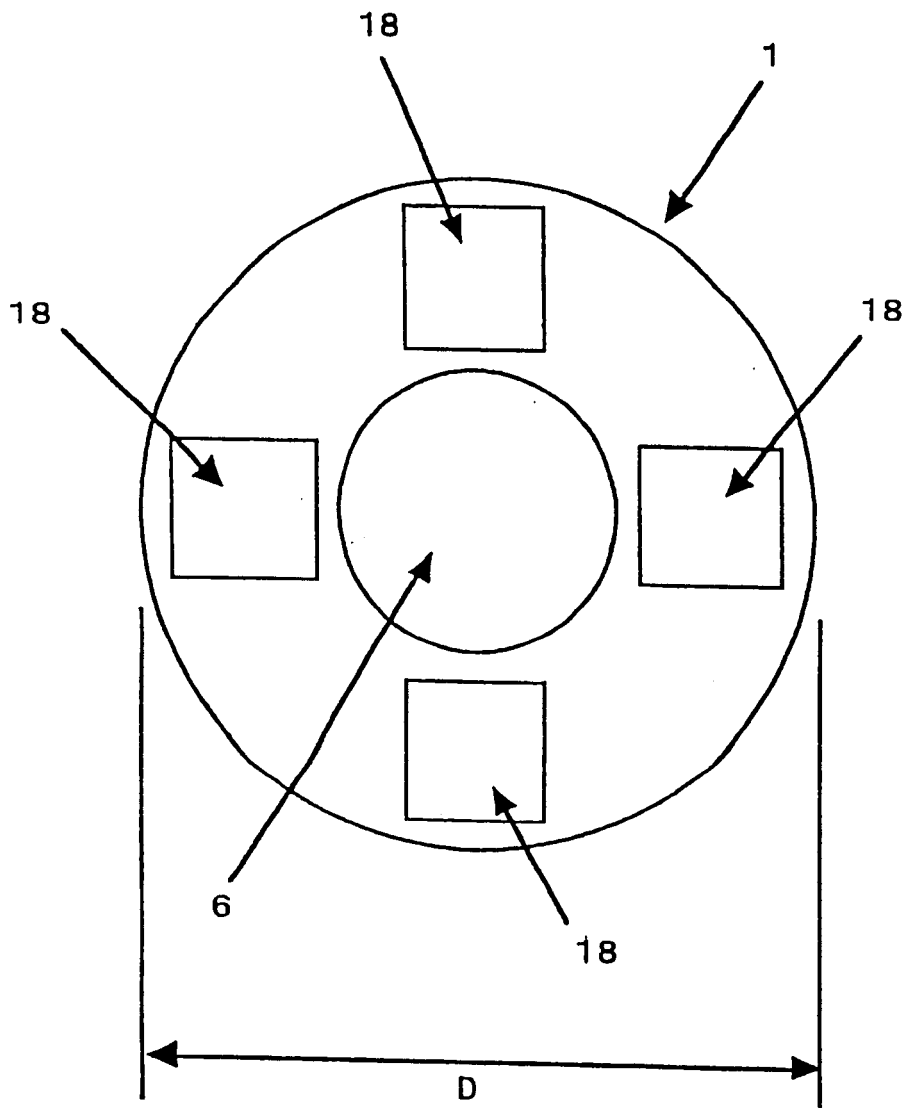
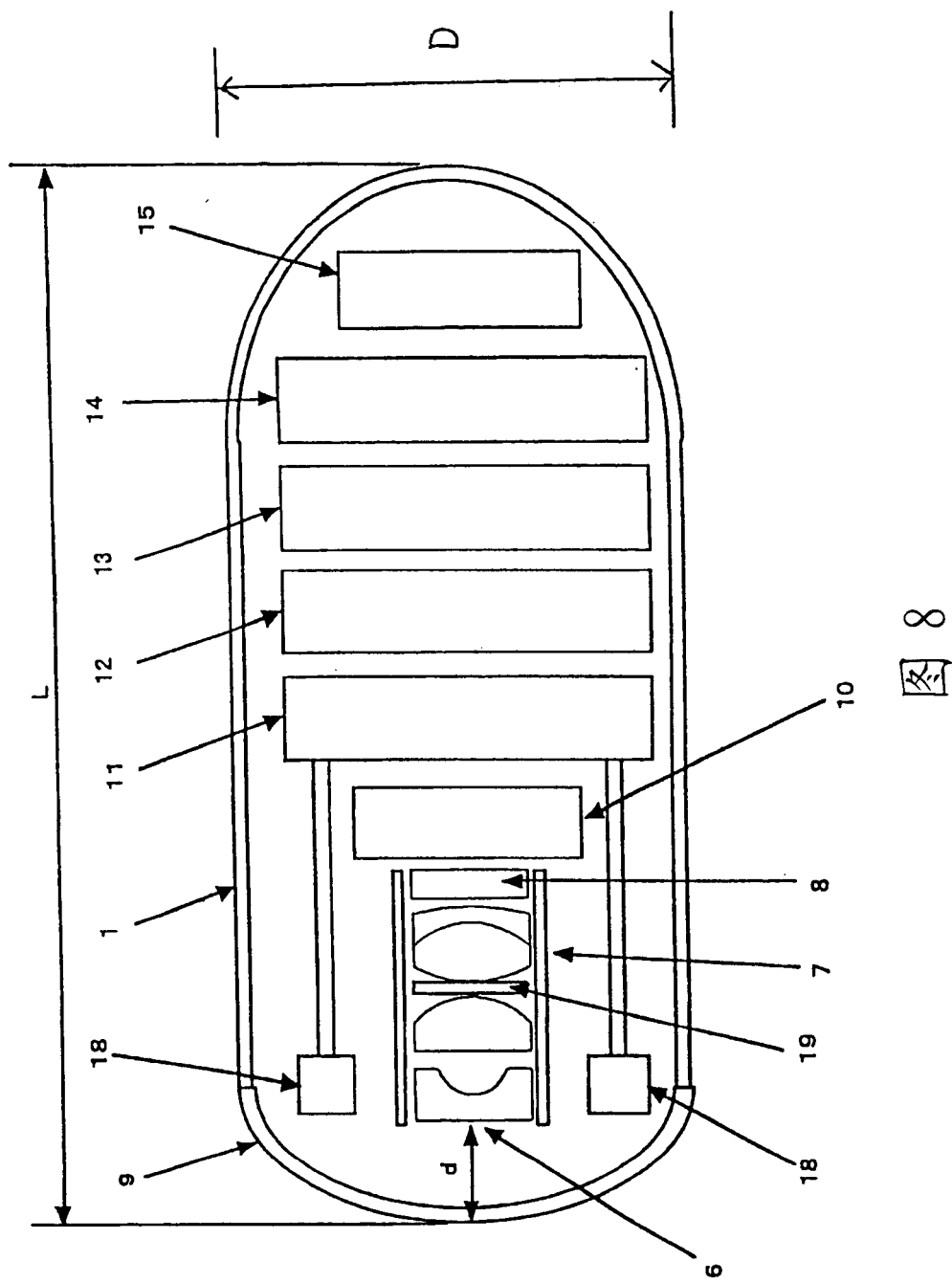


图 7



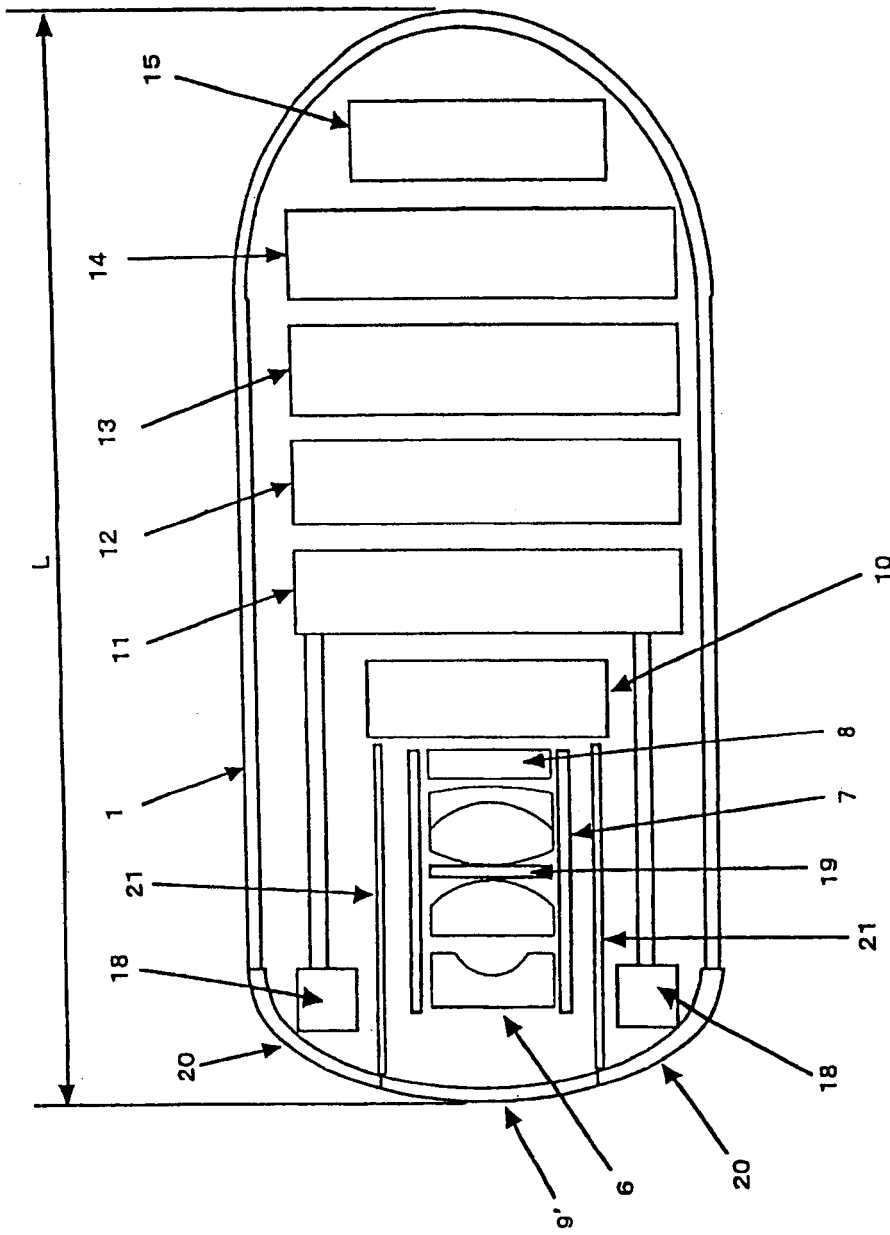


图 9

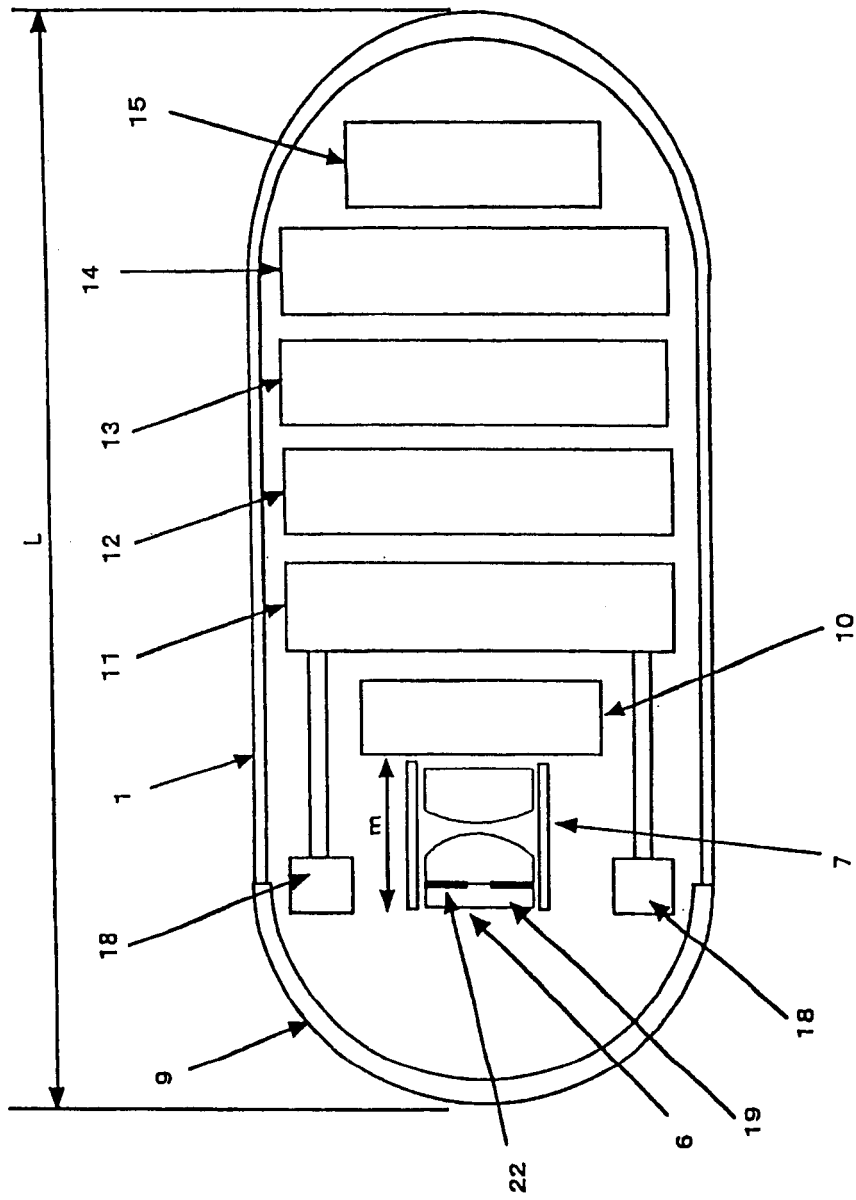


图 10

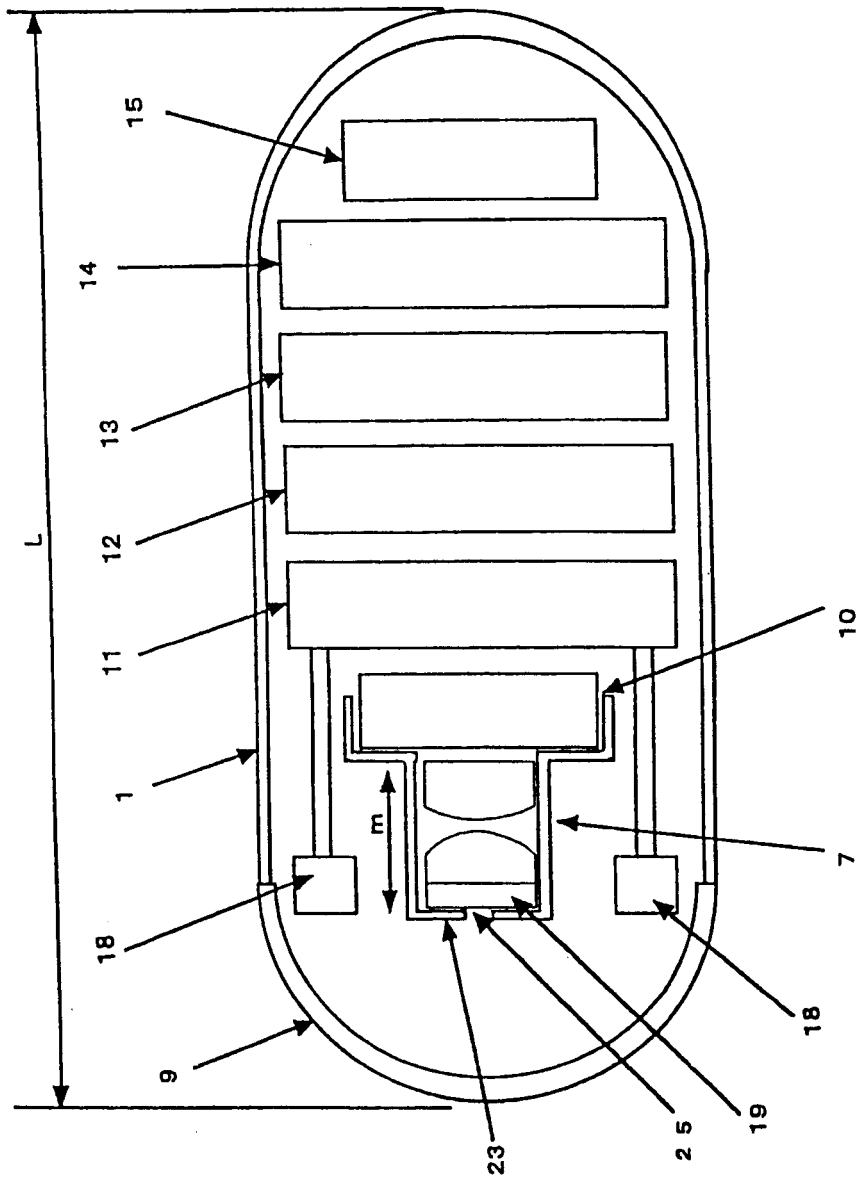


图 11

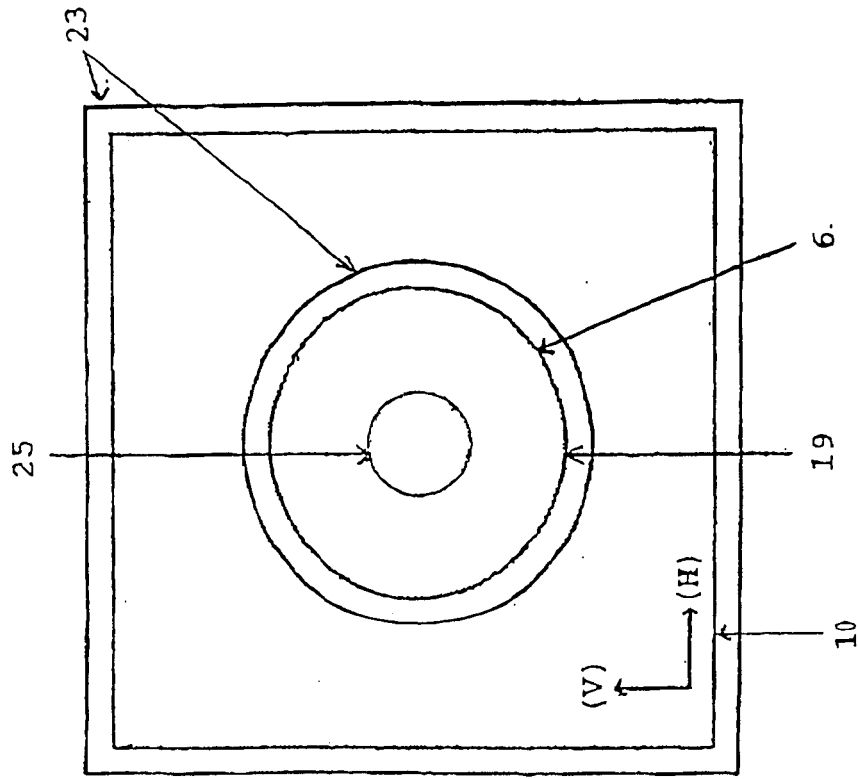


图 12 (b)

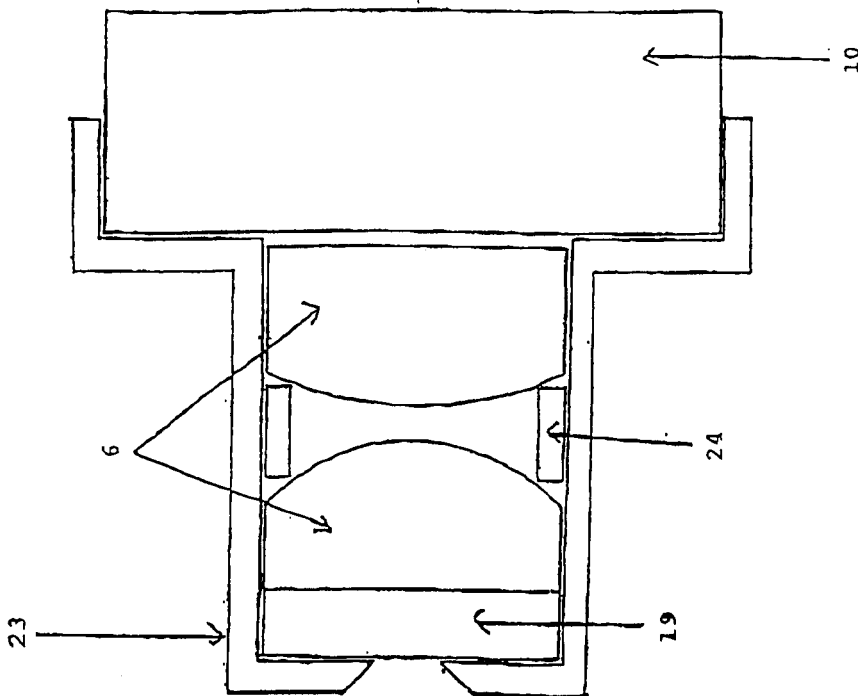


图 12 (a)

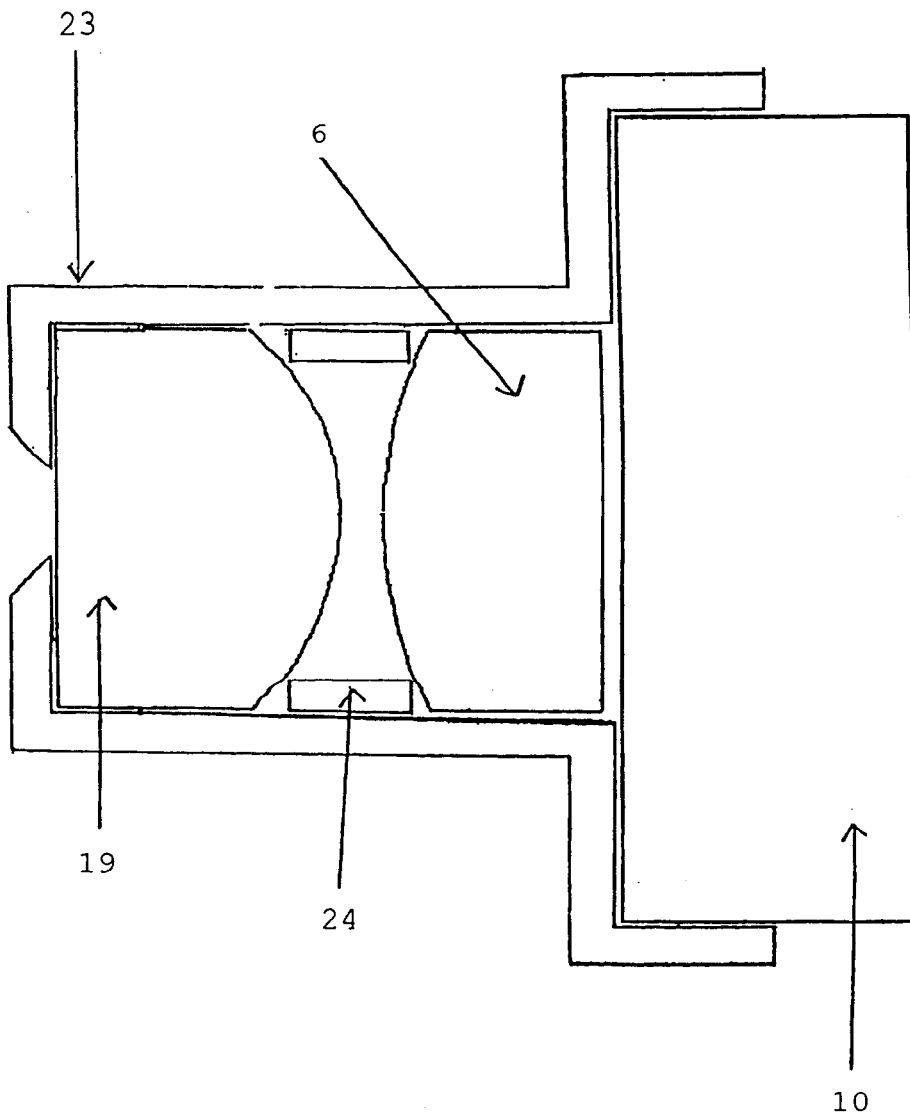


图 13

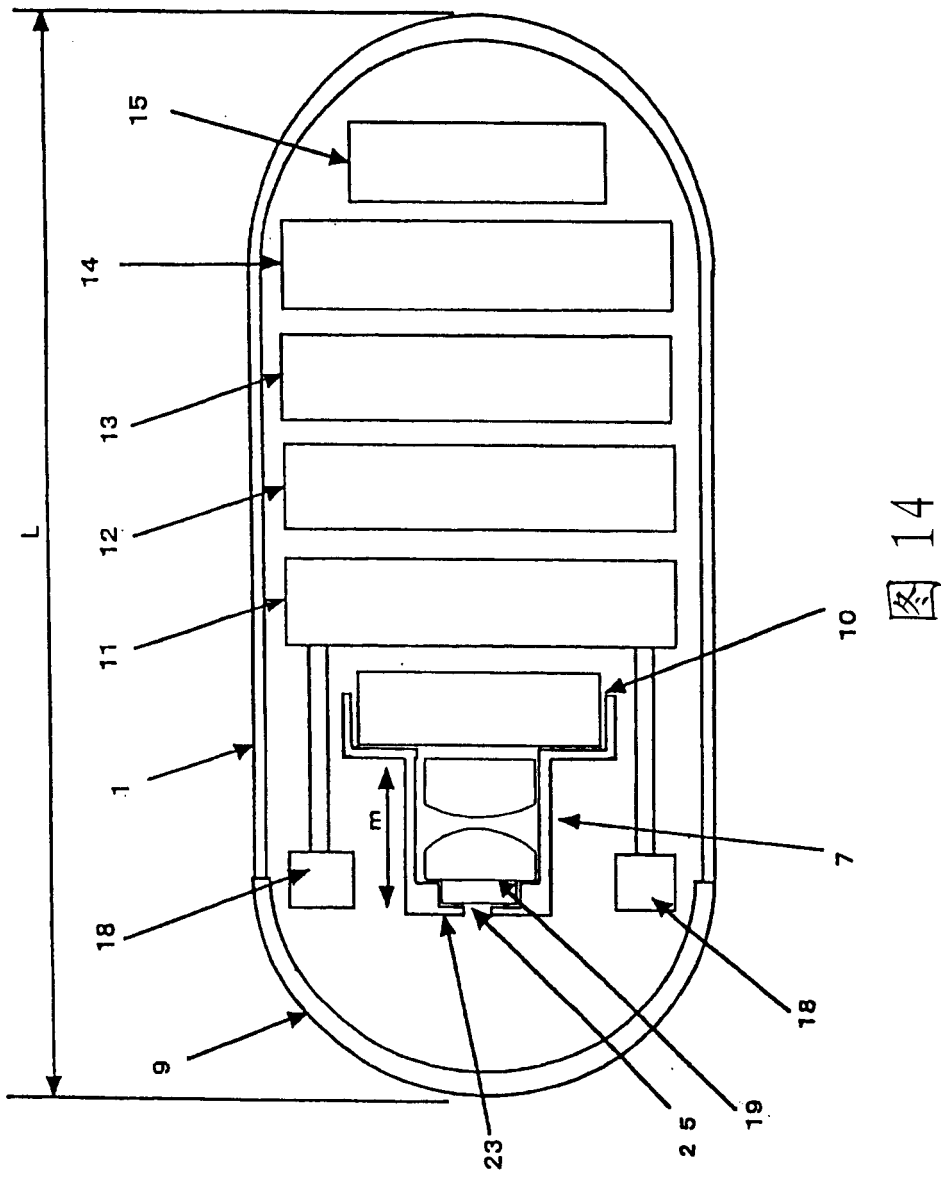


图 14

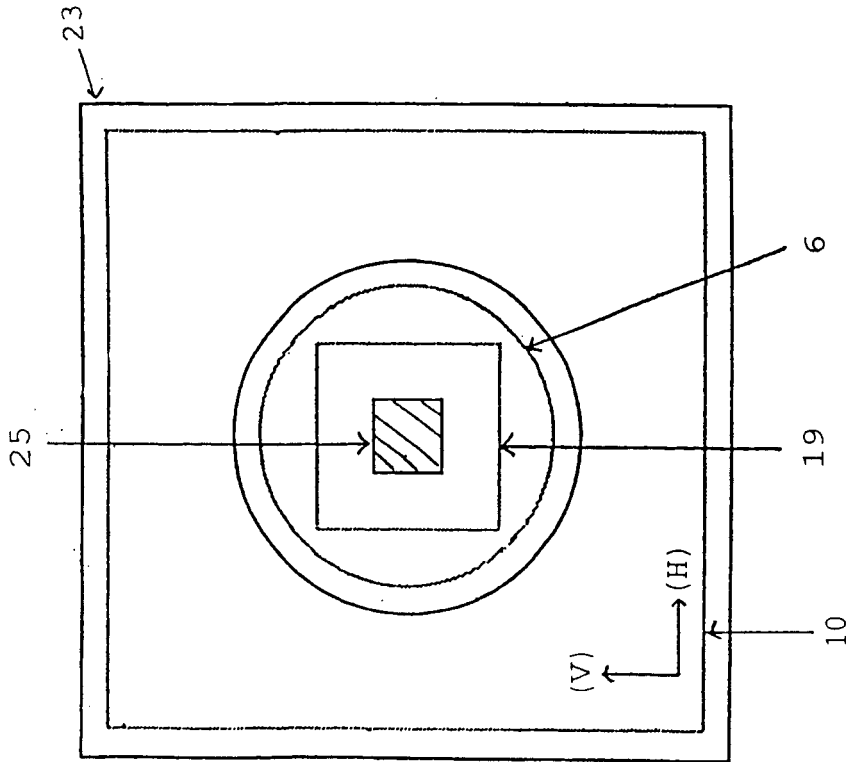


图 15 (b)

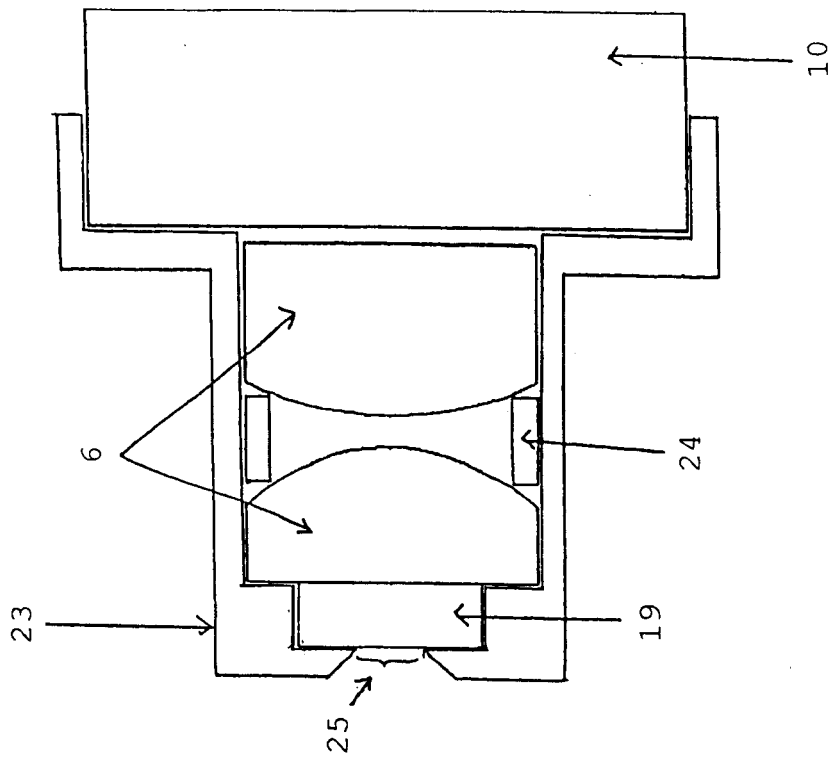


图 15 (a)

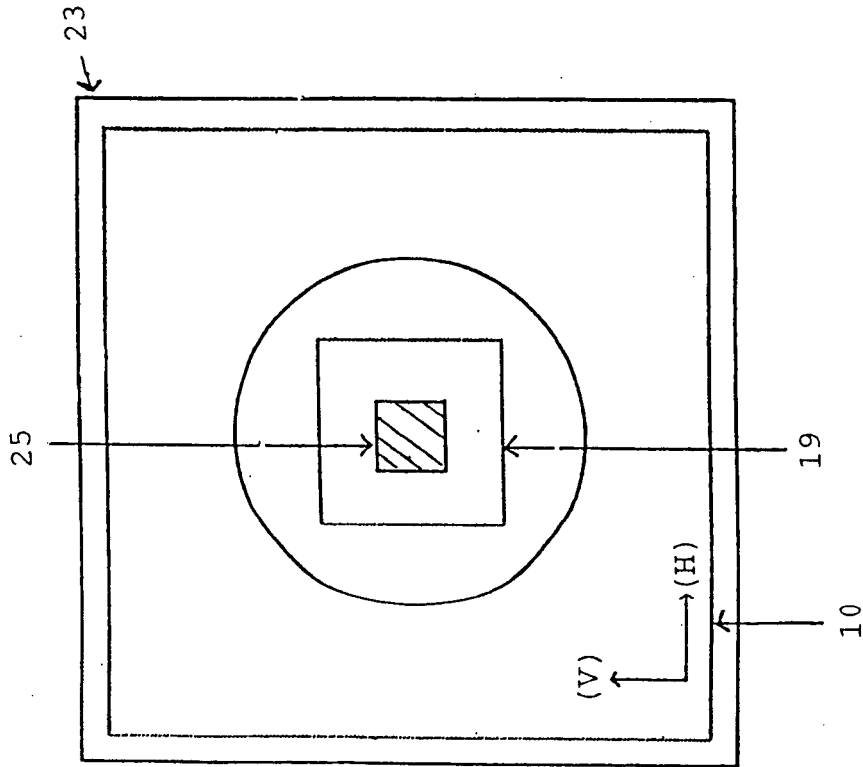


图 16 (b)

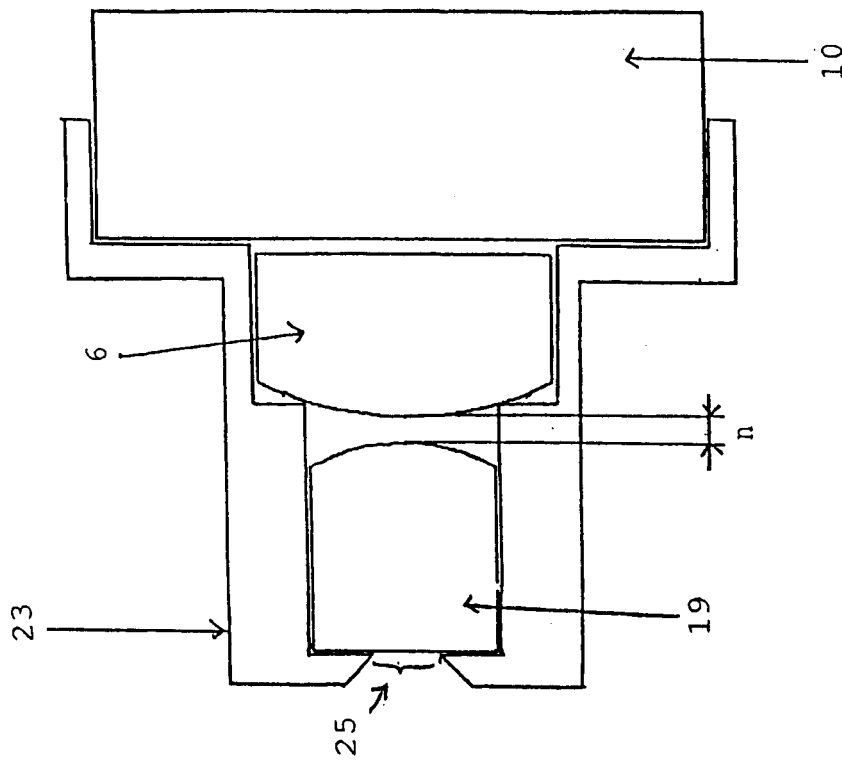


图 16 (a)

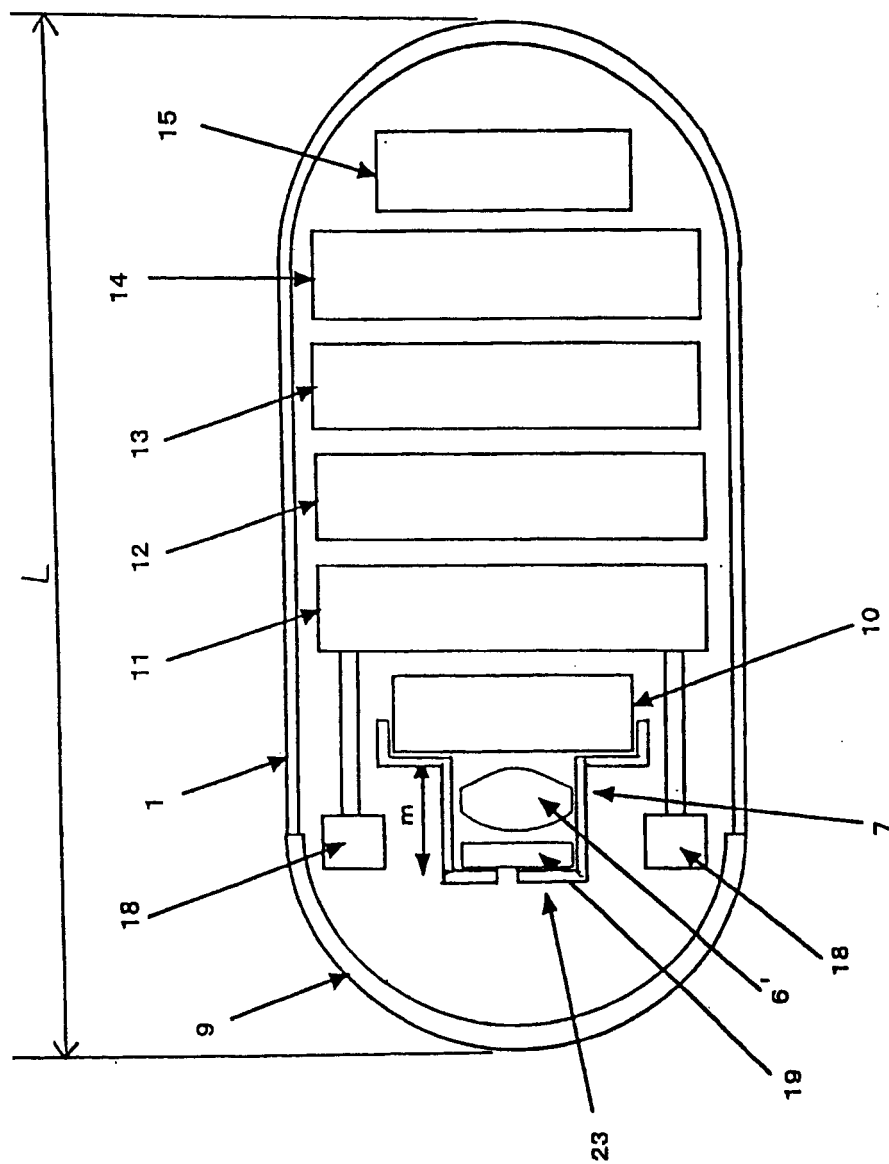


图 17

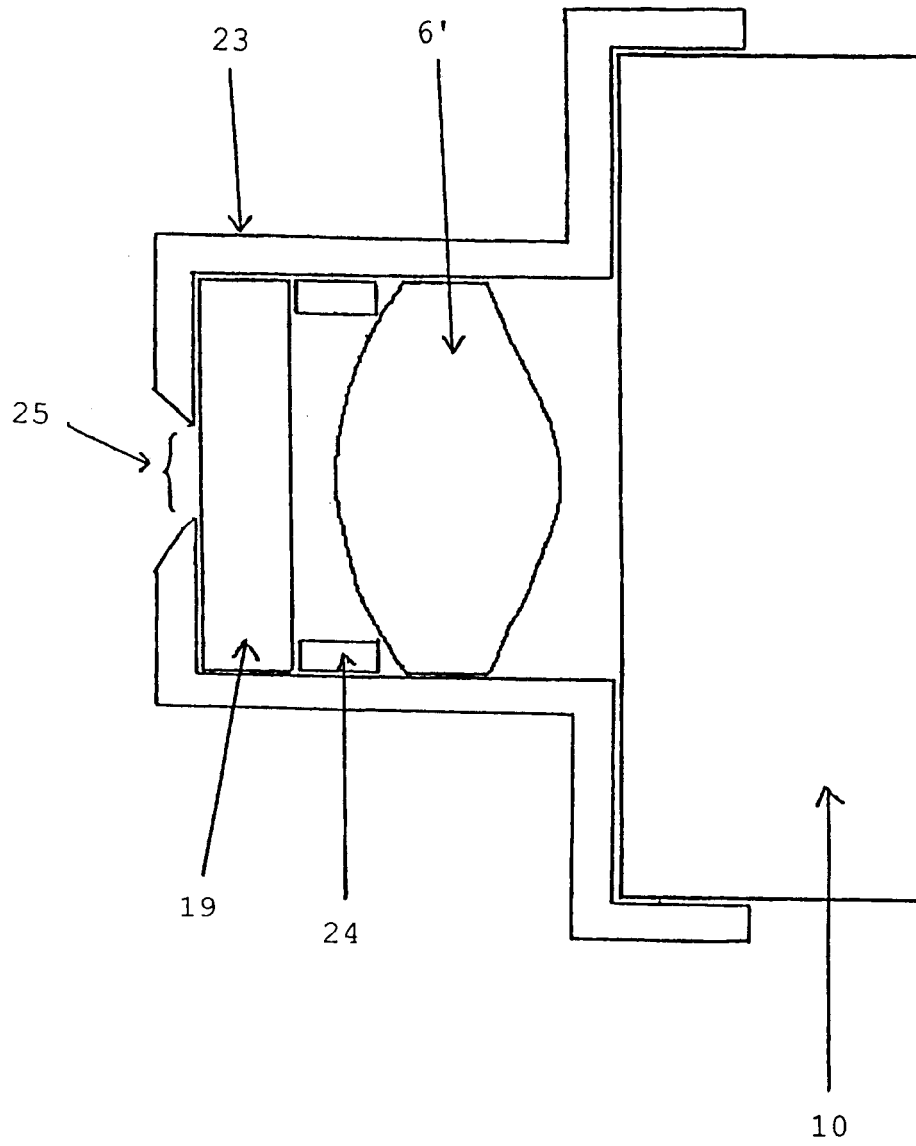


图 18

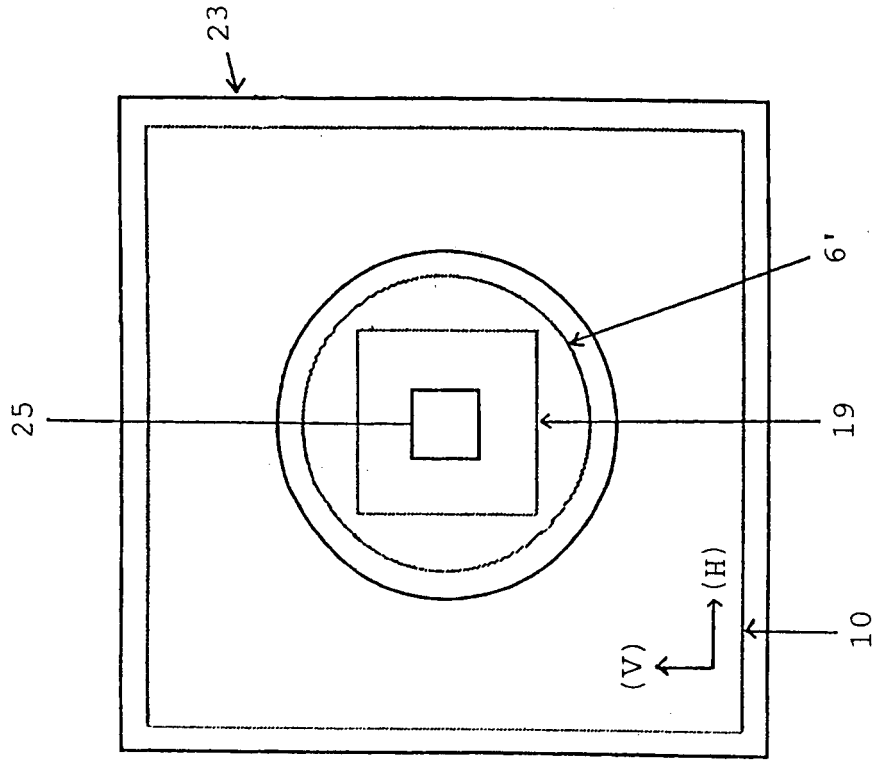


图 19 (b)

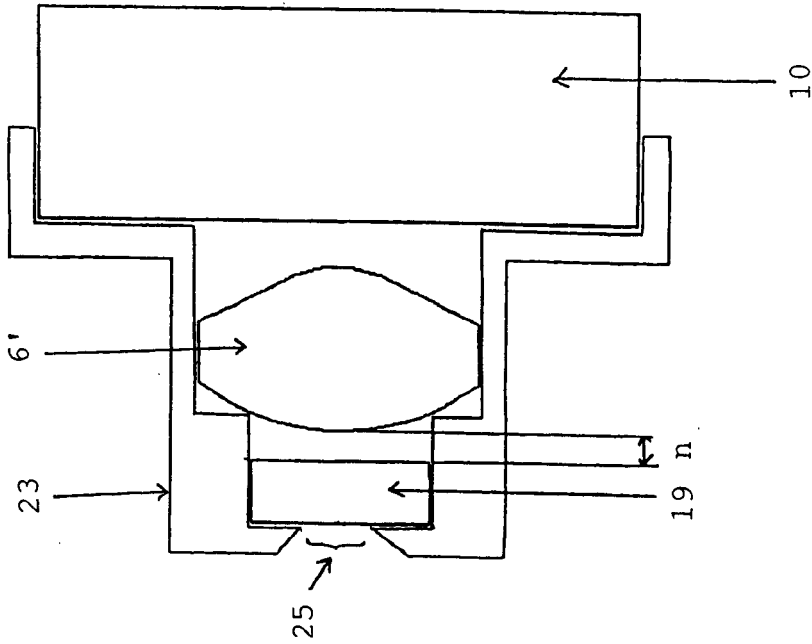


图 19 (a)

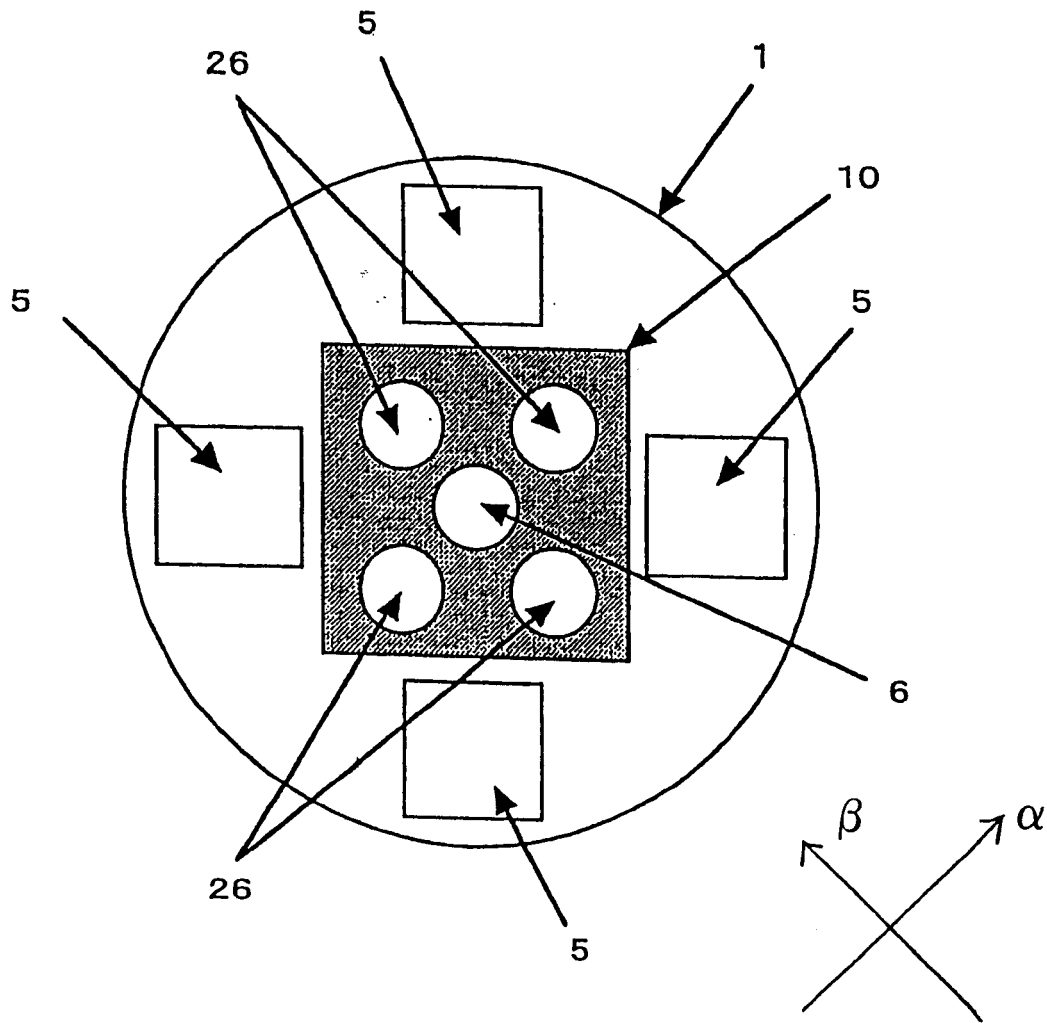


图 20

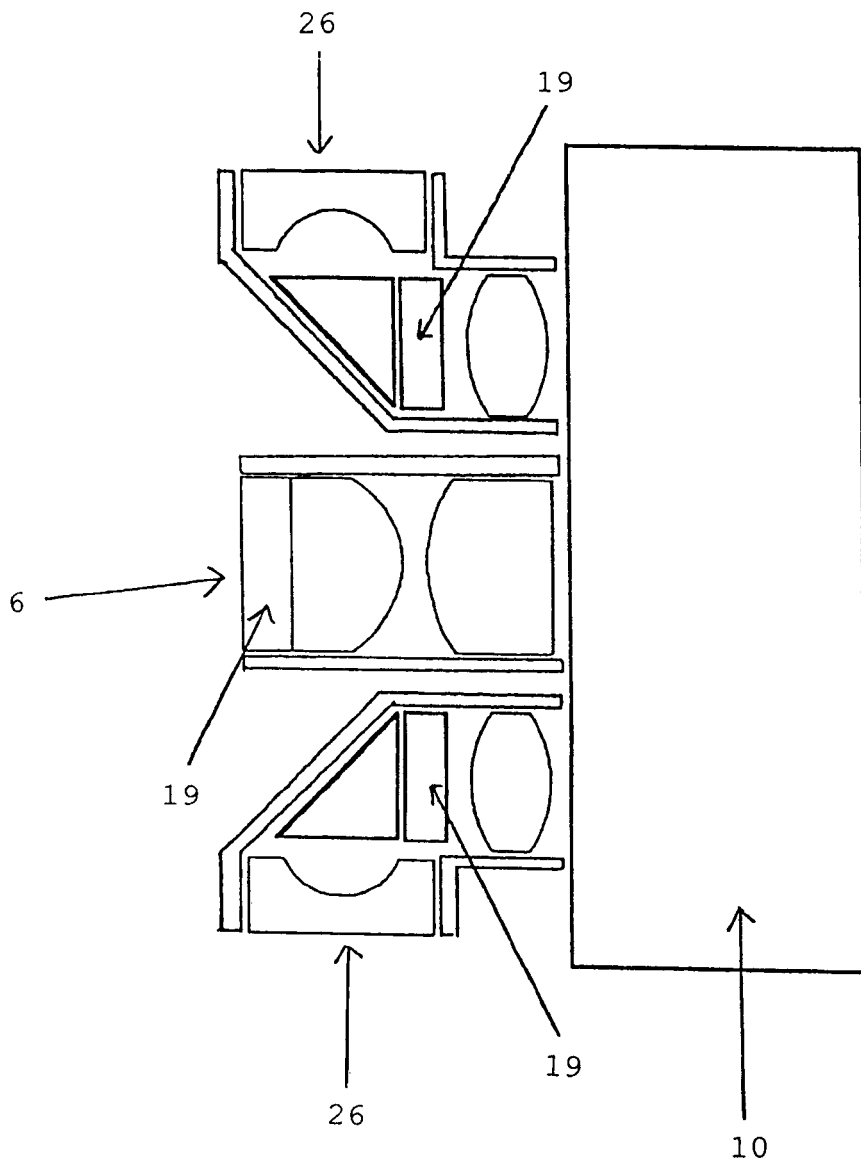


图 21

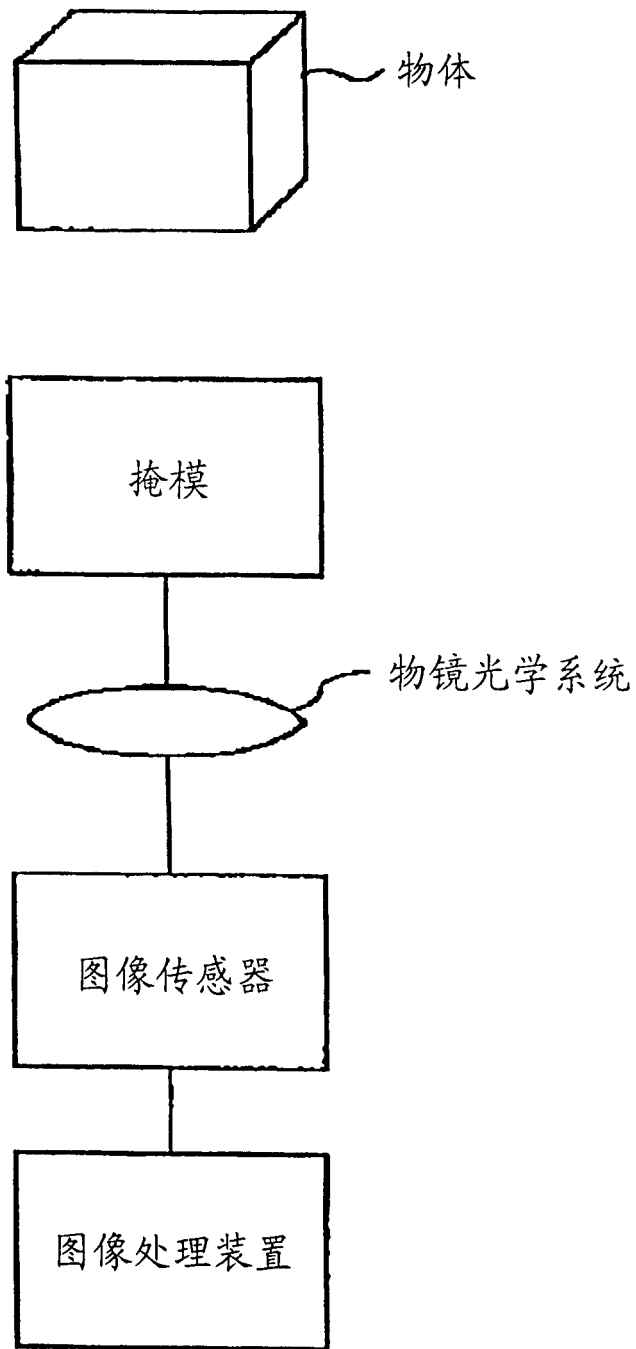


图 22
(现有技术)

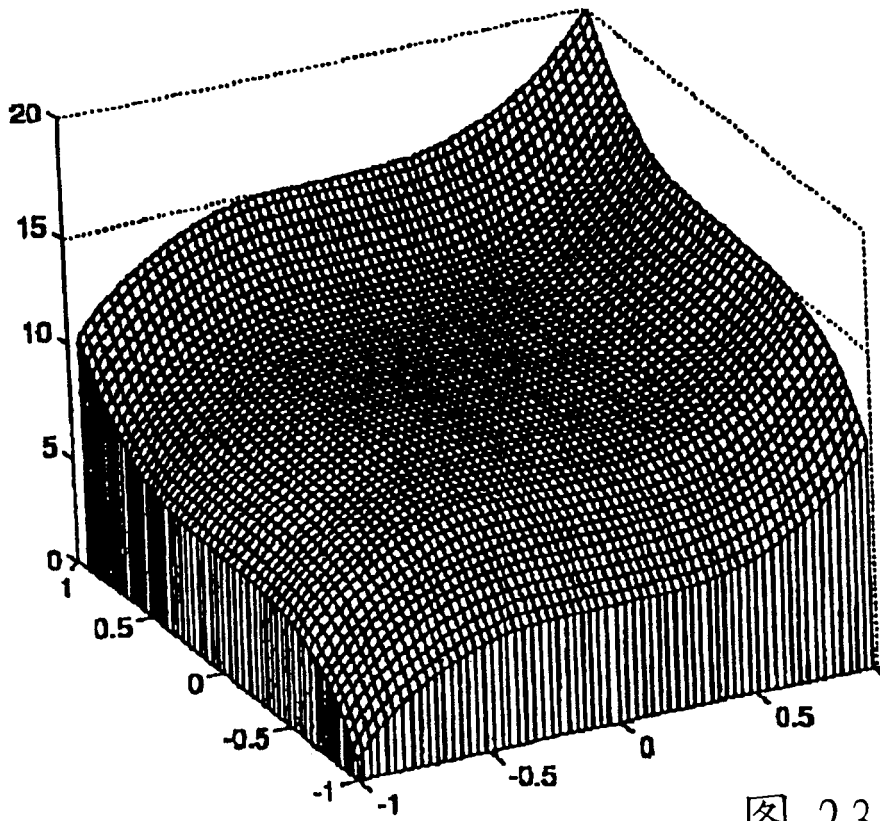


图 23
(现有技术)

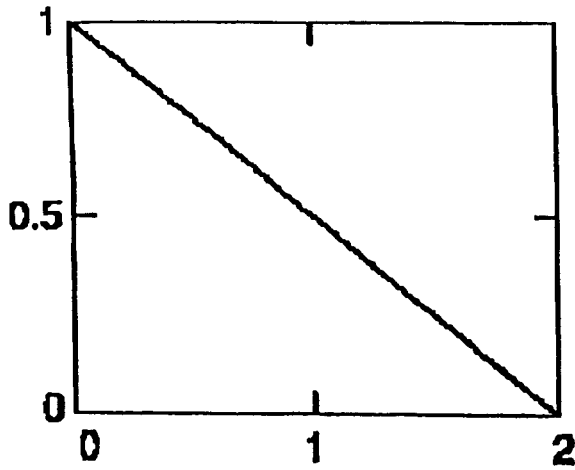


图 24

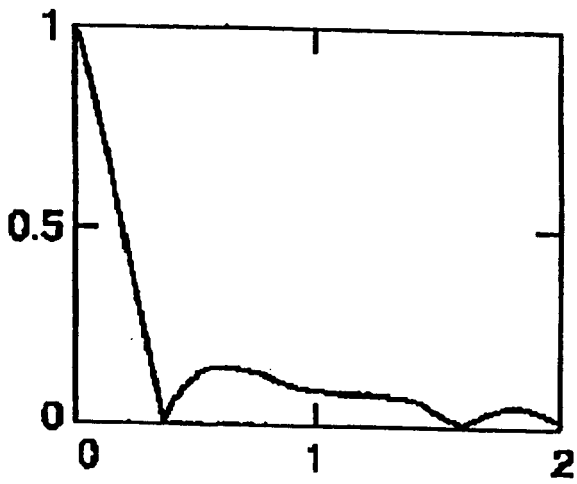


图 25

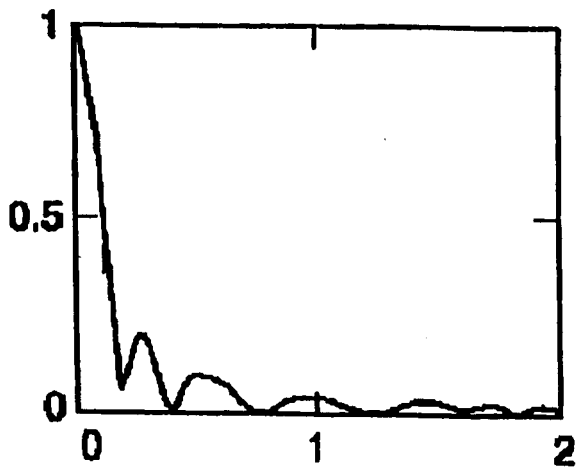


图 26

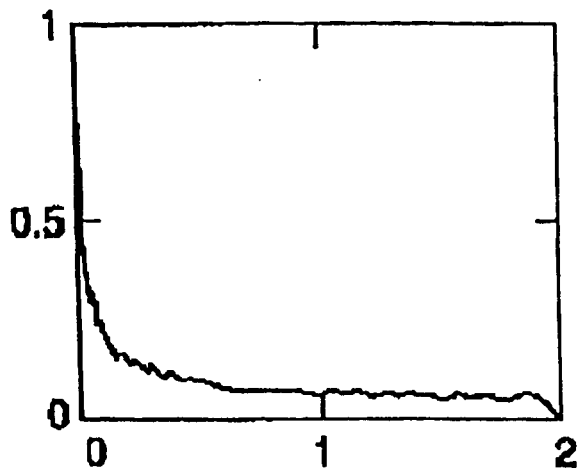


图 27

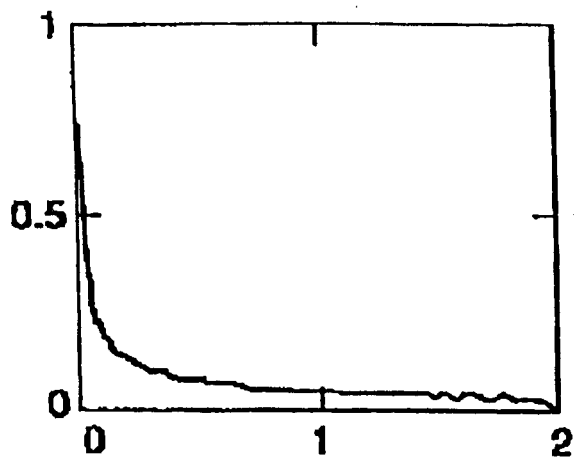


图 28

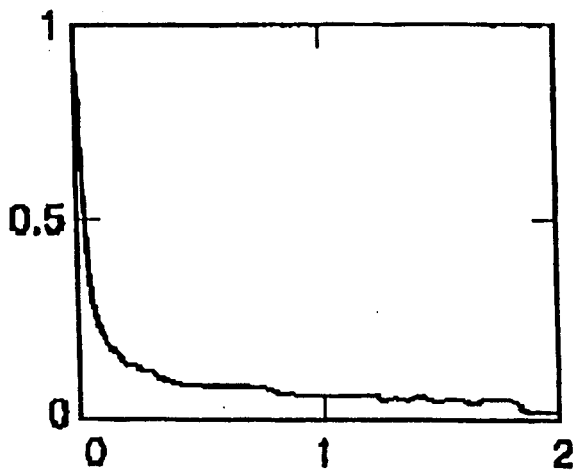


图 29

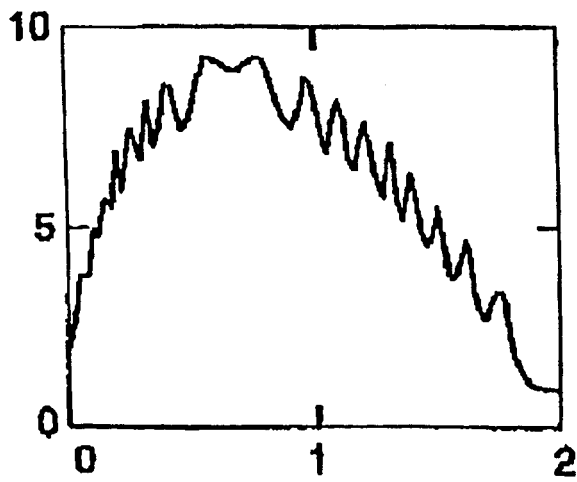


图 30

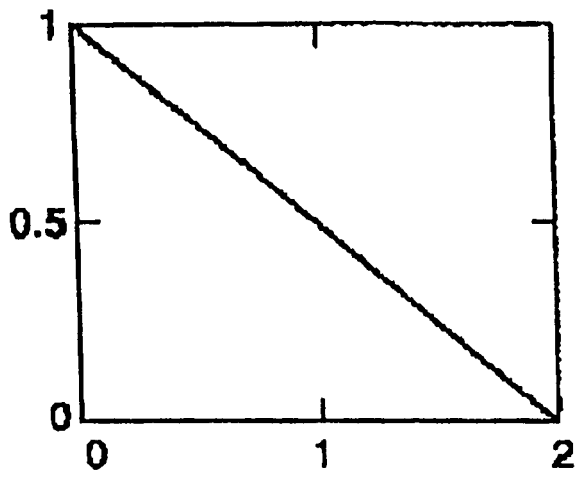


图 31

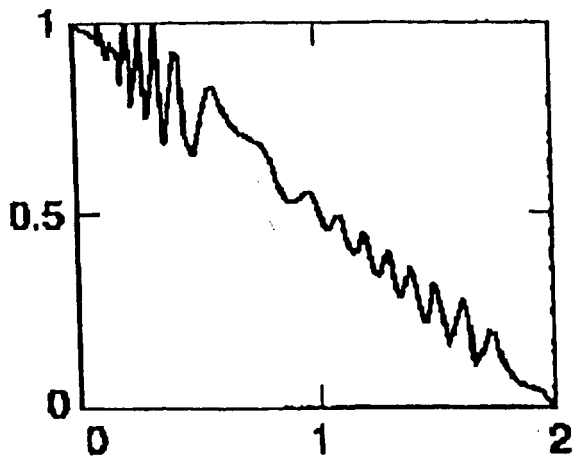


图 32

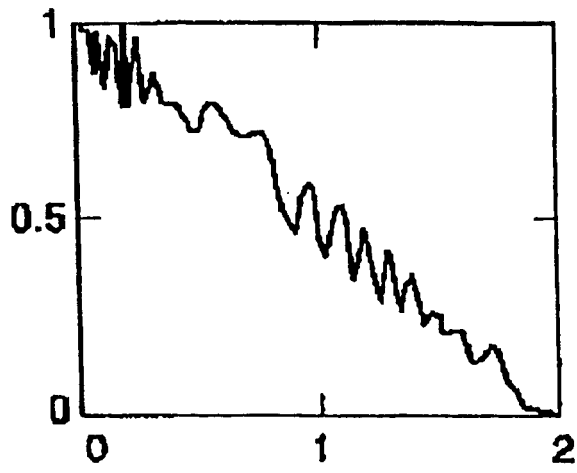


图 33

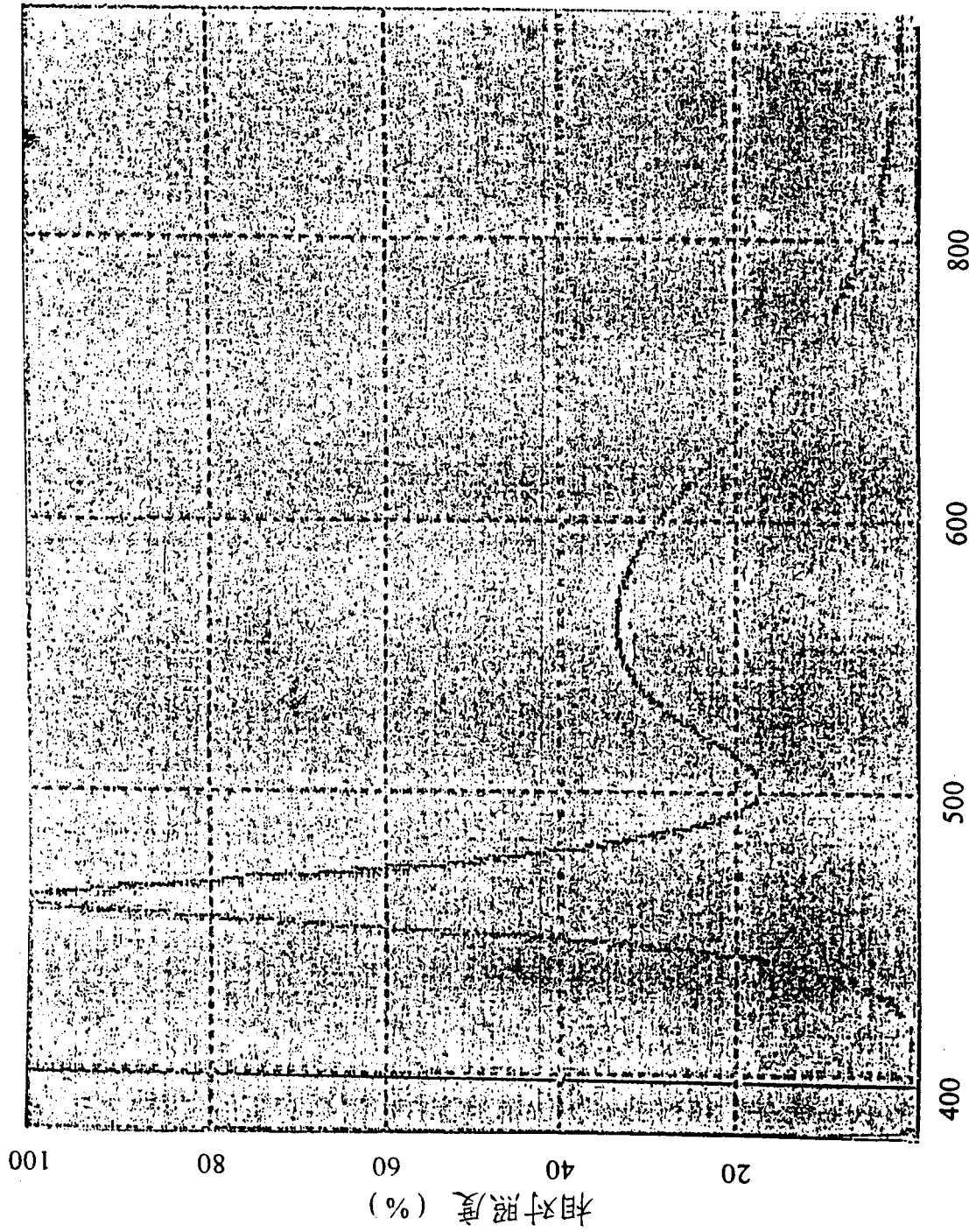
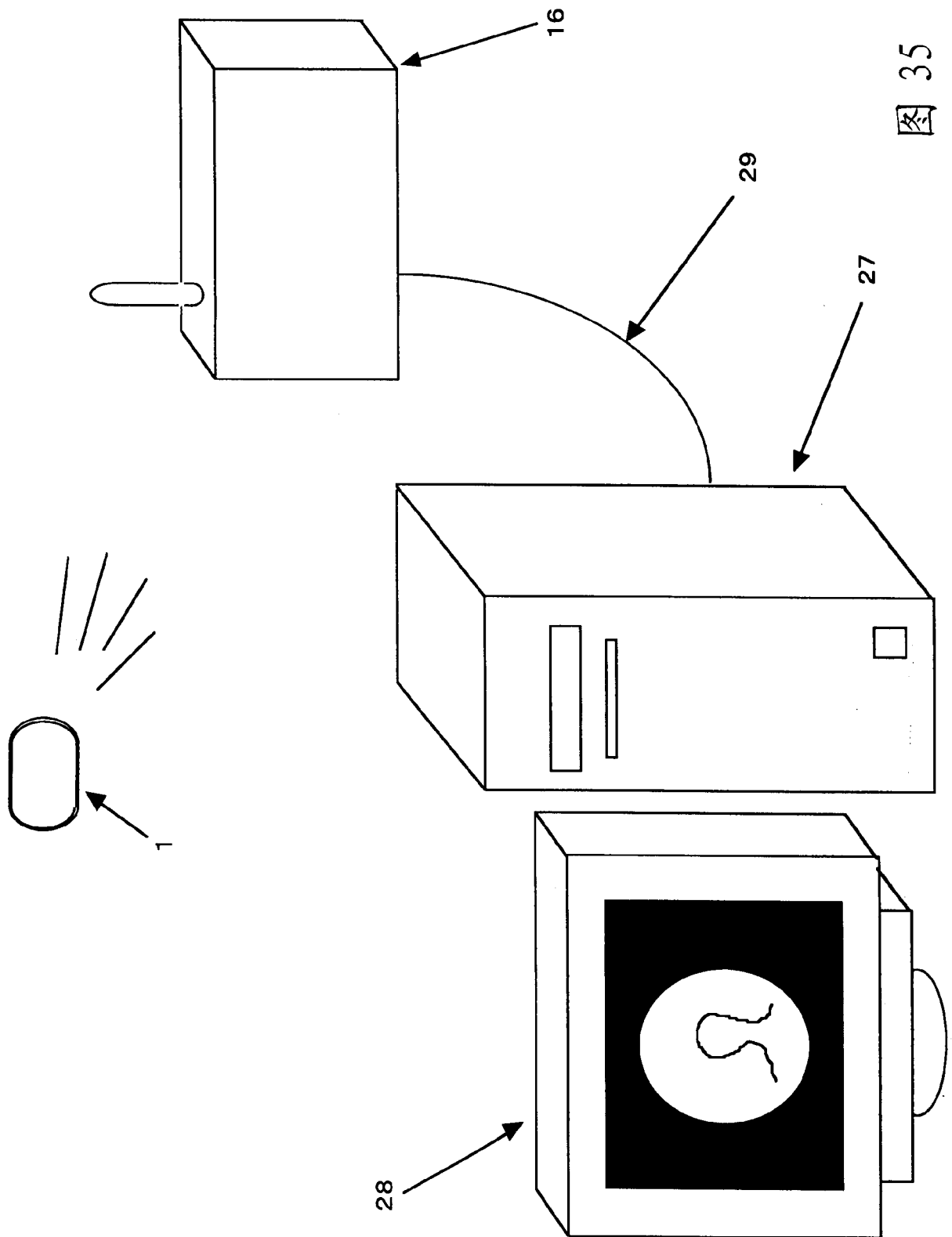


图 34
波长 (nm)



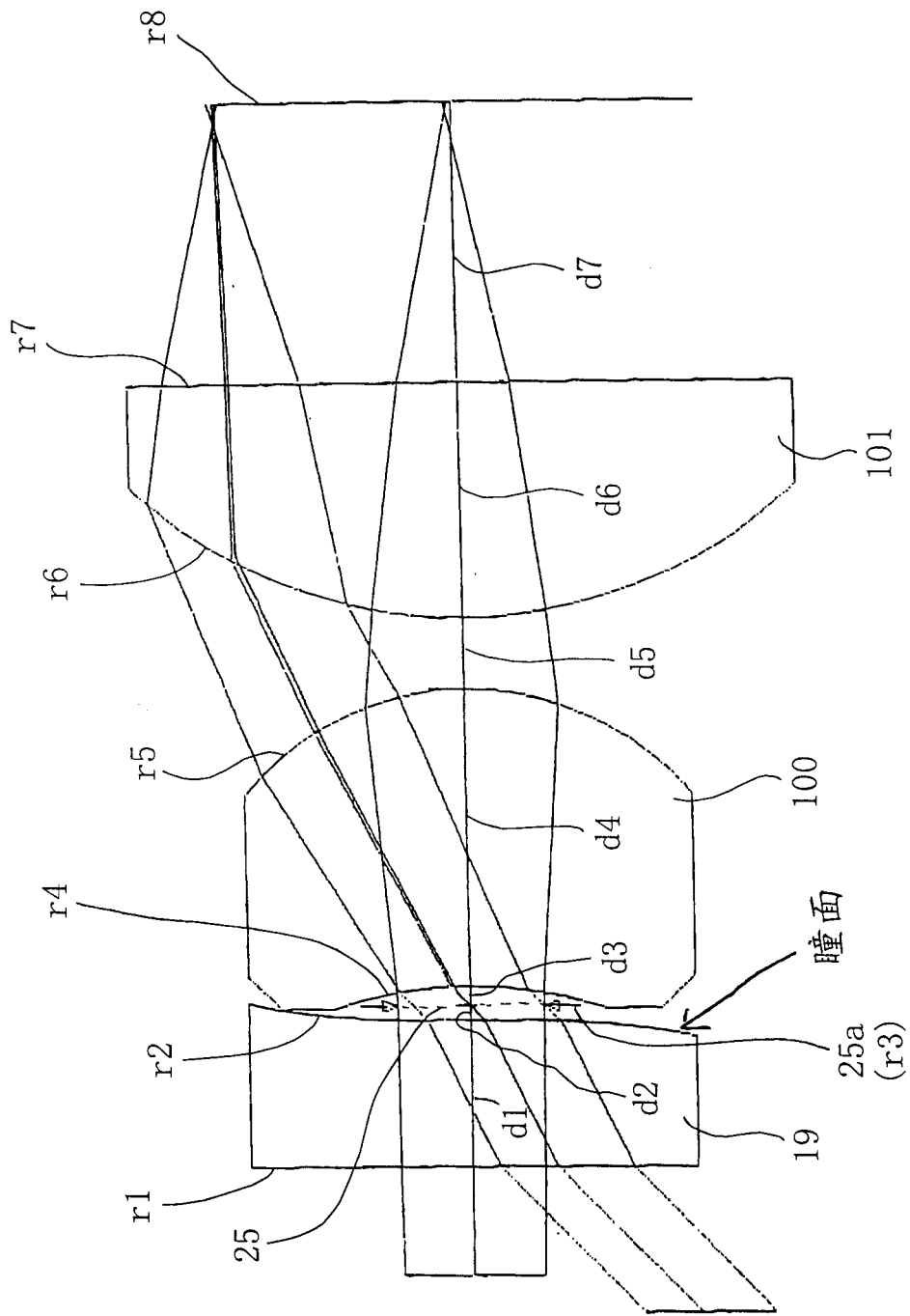


图 36

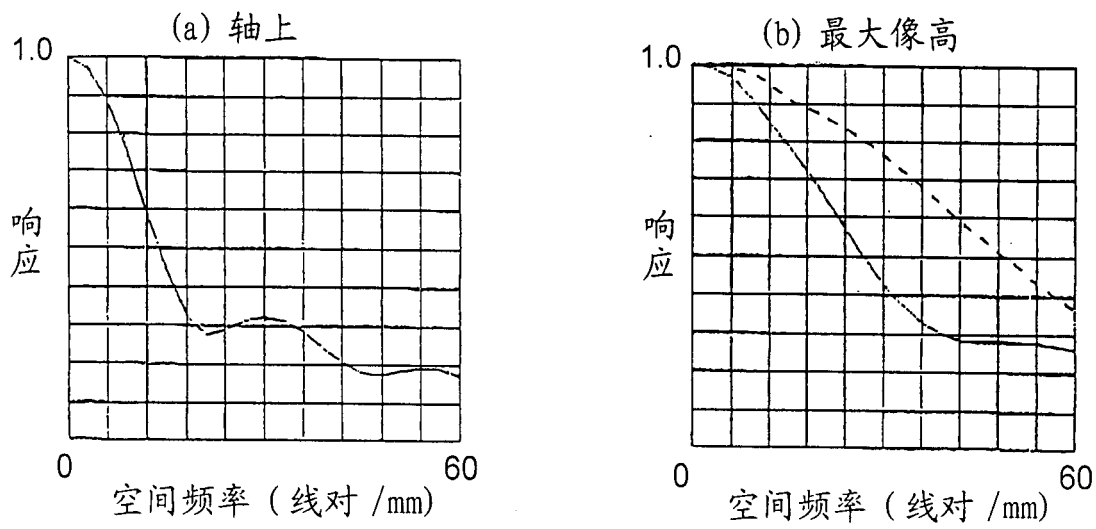


图 37

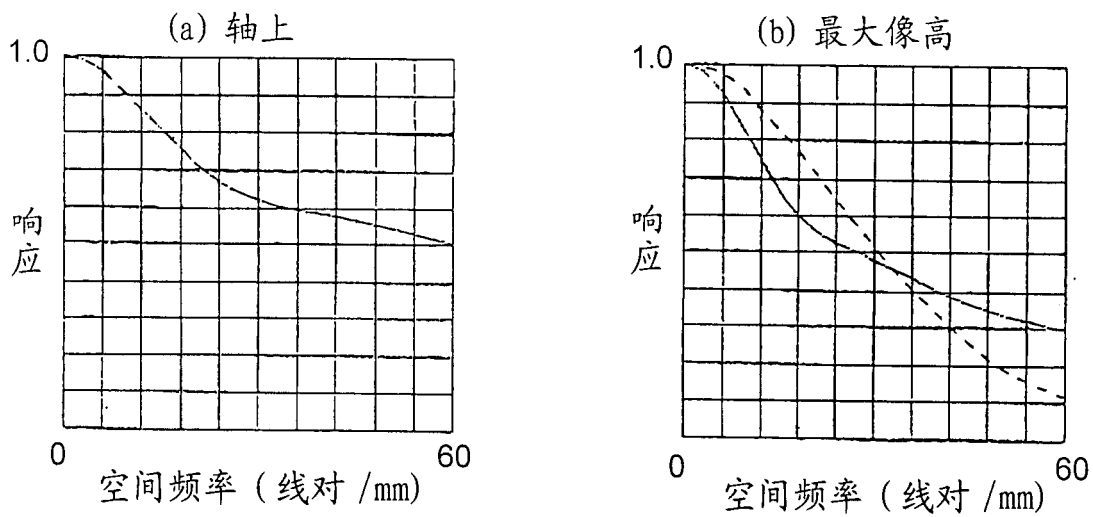


图 38

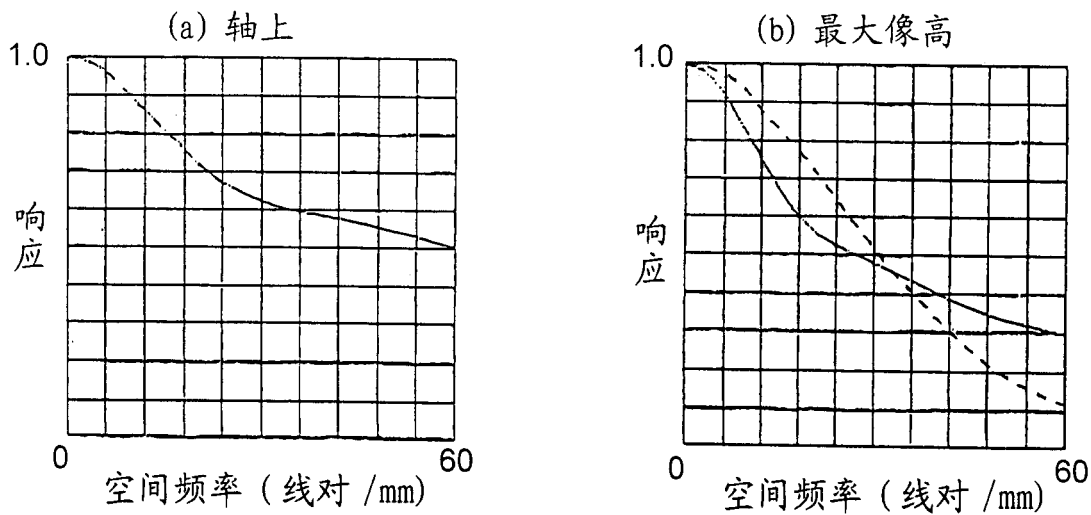


图 39

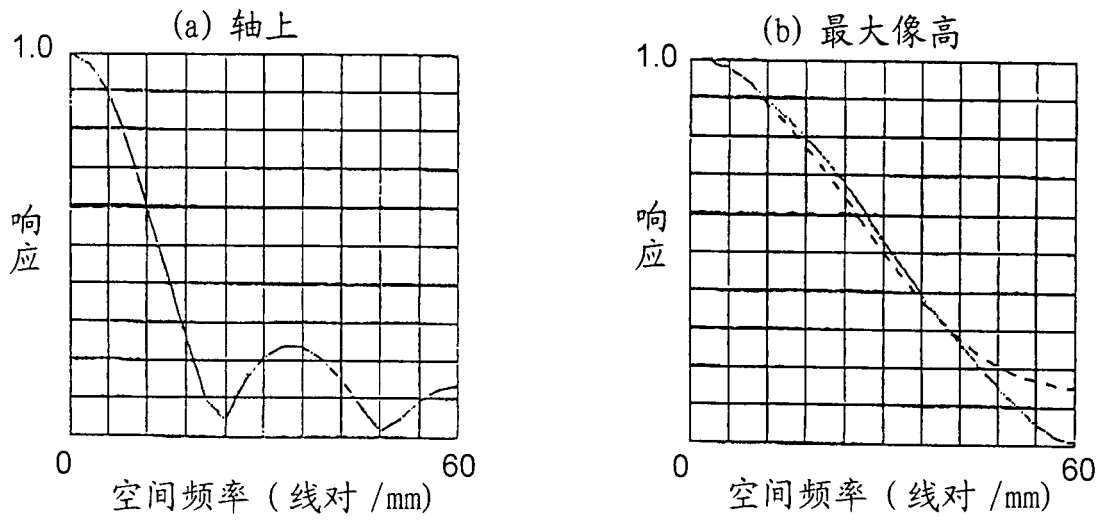


图 40

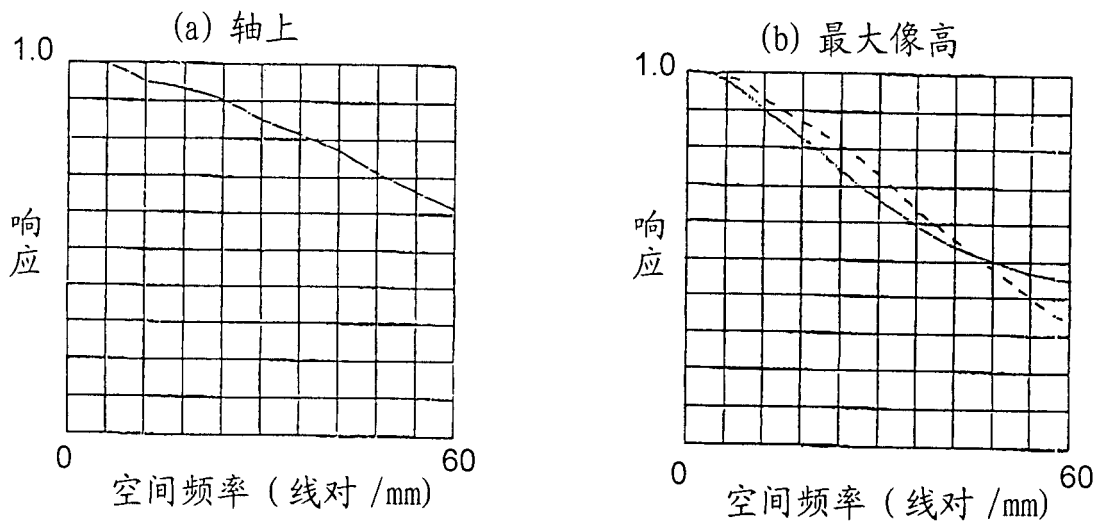


图 41

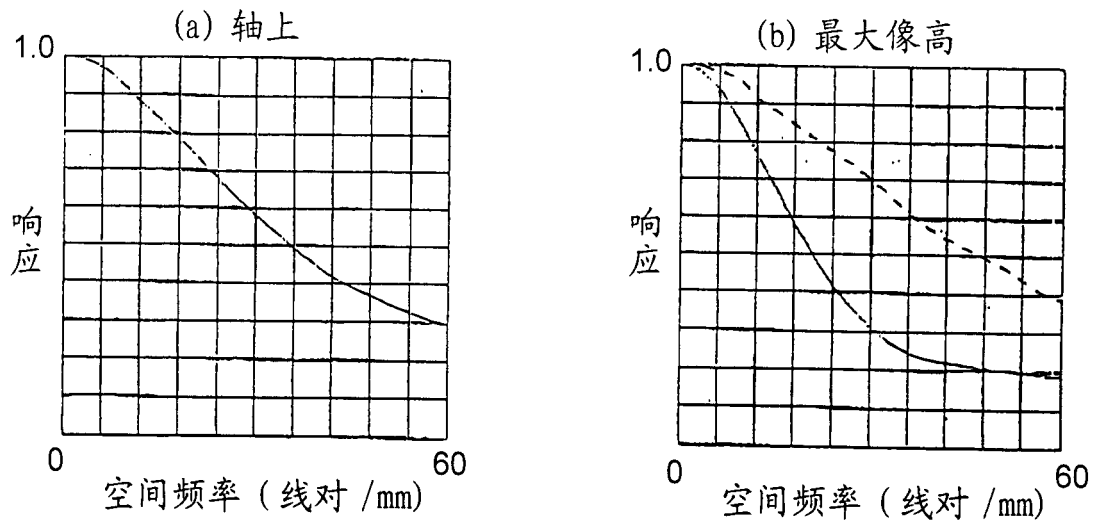


图 42

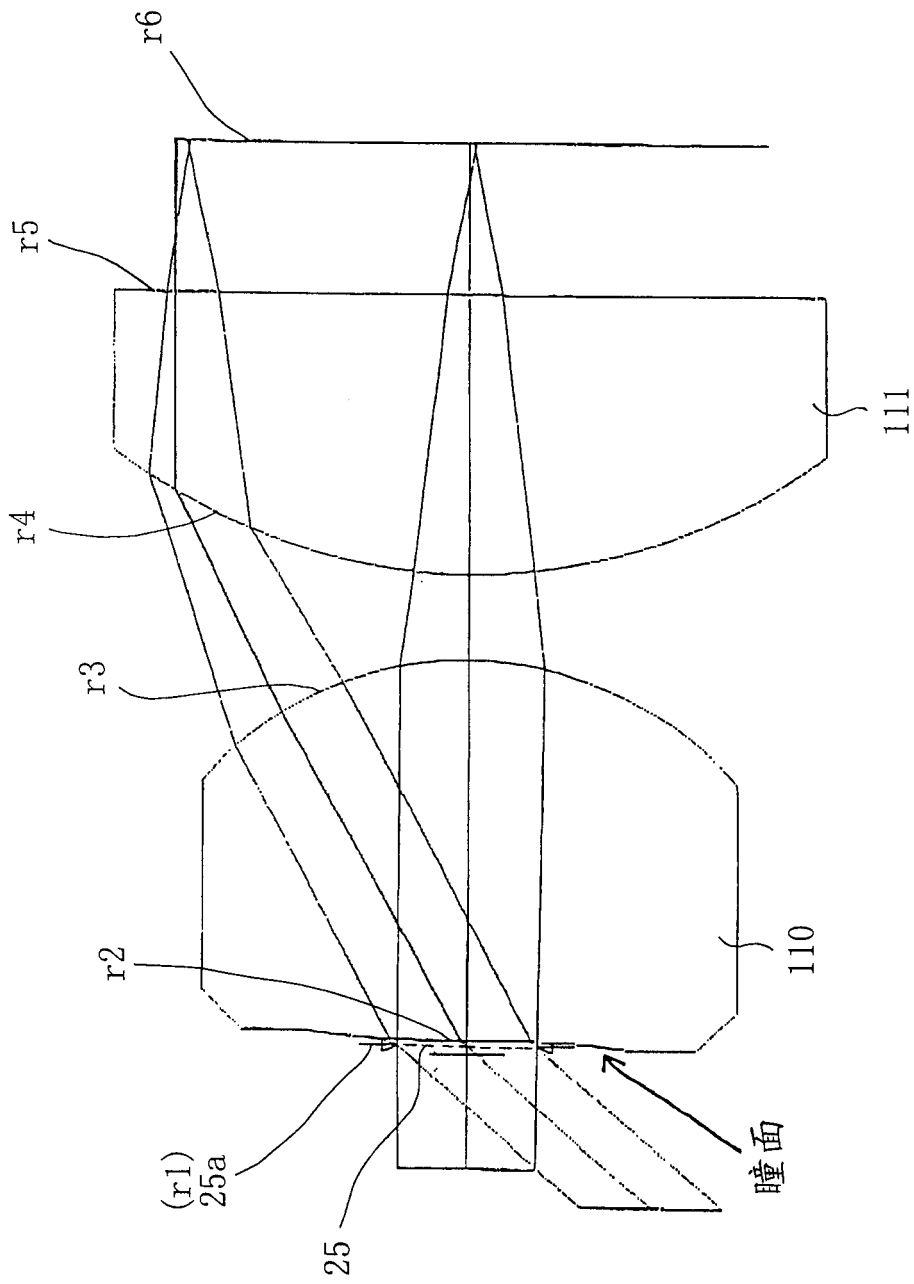


图 43

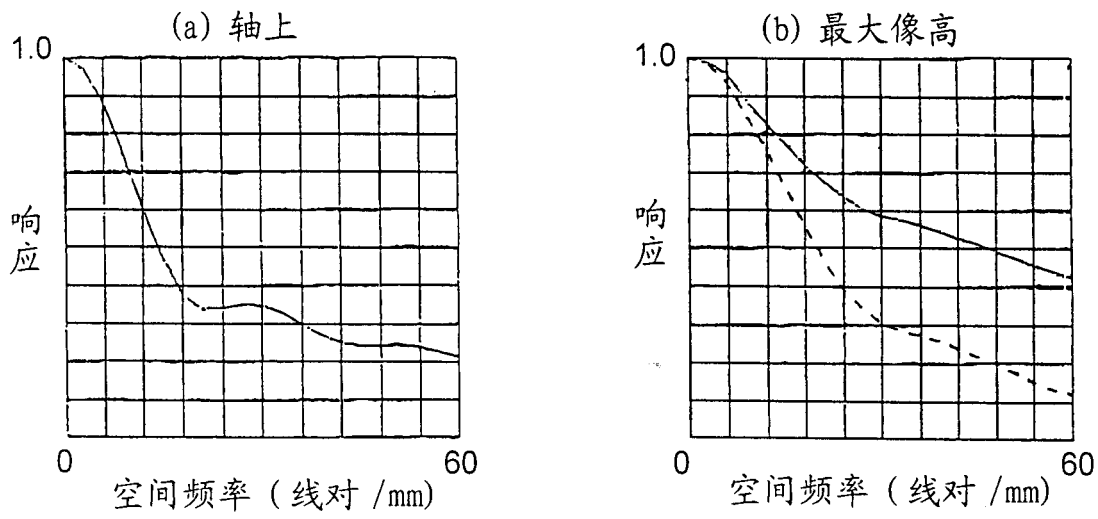


图 44

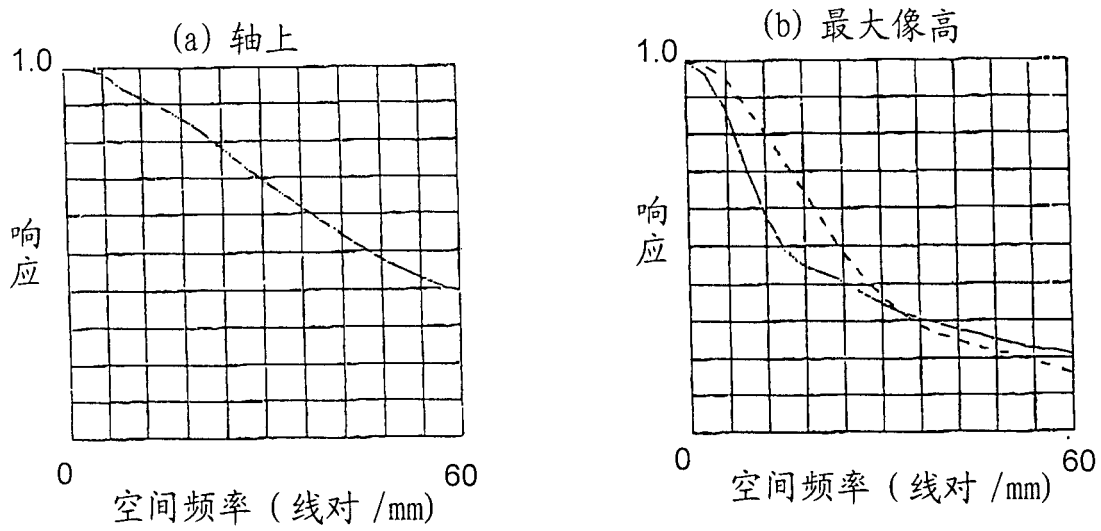


图 45

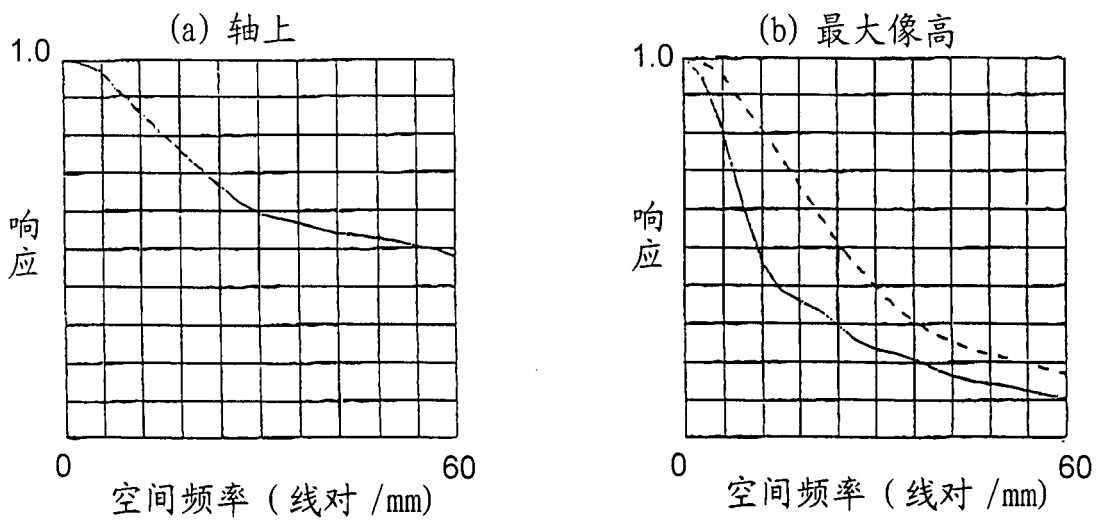


图 46

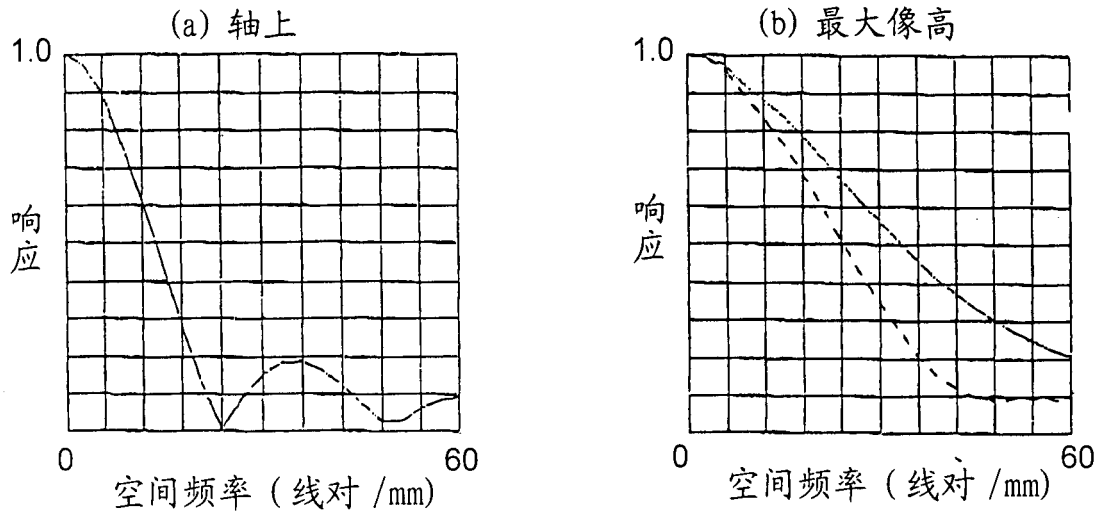


图 47

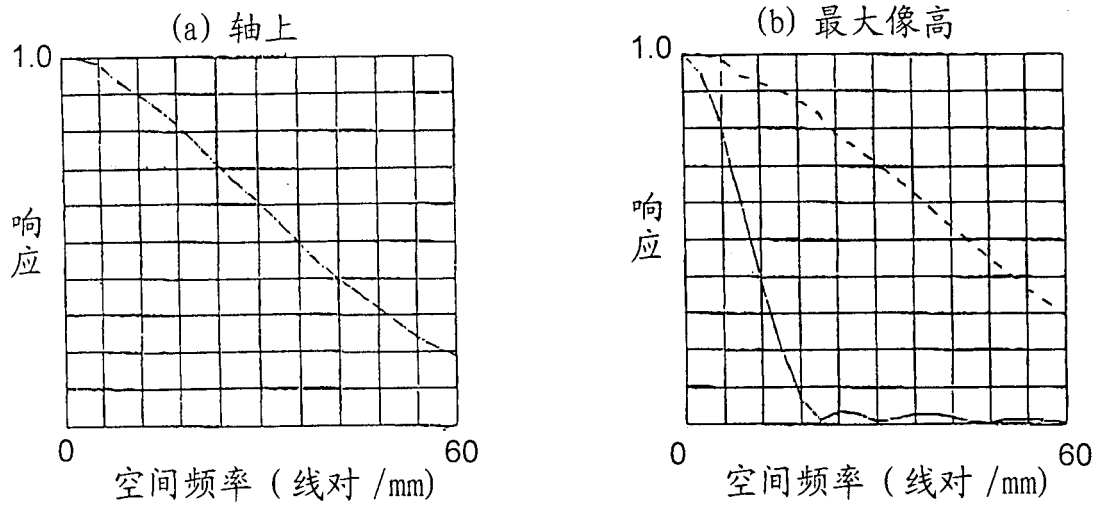


图 48

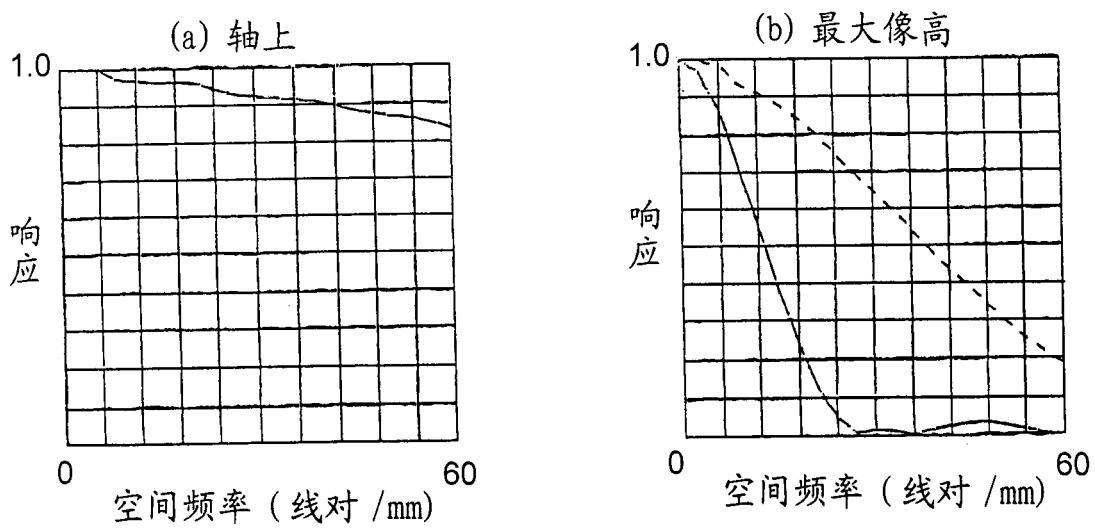


图 49

专利名称(译)	胶囊内视镜		
公开(公告)号	CN1433734A	公开(公告)日	2003-08-06
申请号	CN03100098.3	申请日	2003-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯光学工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯光学工业株式会社		
[标]发明人	松本伸也		
发明人	松本伸也		
IPC分类号	A61B1/05 A61B1/06 A61B1/273 A61B5/00 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/273 A61B1/0607 A61B1/00096 A61B1/00181 A61B1/06 A61B5/0031 H04N2005/2255		
代理人(译)	李辉		
优先权	2002010006 2002-01-18 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种胶囊内视镜本体，该胶囊内视镜本体设有空间频率特性转换器，该空间频率特性转换器可使胶囊内视镜的成像系统的光学传递函数在对焦位置的某个范围内保持大体恒定。从胶囊内视镜本体获得的图像的视野深度通过信号处理而增加，以便取消空间频率特性转换器的影响。而且，在胶囊内视镜本体内可提供信号处理，用于减少由于制造公差引起的图像质量变化。然而，优选的是，某些信号处理可在与胶囊内视镜本体分开的接收器内进行。

