

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/04 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580015554.8

[45] 授权公告日 2009 年 6 月 10 日

[11] 授权公告号 CN 100496381C

[22] 申请日 2005.5.10

[21] 申请号 200580015554.8

[30] 优先权

[32] 2004.5.14 [33] JP [31] 145578/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/008483 2005.5.10

[87] 国际公布 WO2005/110201 日 2005.11.24

[85] 进入国家阶段日期 2006.11.14

[73] 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 加藤贵之 灸井一裕

[56] 参考文献

JP10-216077A 1998.8.18

US6450949B1 2002.9.17

CN1448106A 2003.10.15

JP2000-267002A 2000.9.29

审查员 费金娥

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 胡建新

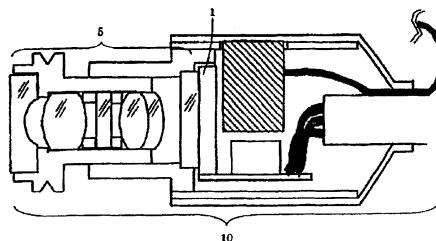
权利要求书 5 页 说明书 33 页 附图 5 页

[54] 发明名称

内窥镜及内窥镜装置

[57] 摘要

本发明的目的是提供一种如下的内窥镜和内窥镜装置：能够进行筛选和顺利接近希望放大观察的部位，不进行变焦等烦杂的操作，即可接近到离被摄体 3-4mm 处进行放大观察。为此，本内窥镜具有由物镜光学系统(5)和对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件(1)构成的固定焦点式摄像单元，该固体摄像器件满足条件式 1，即 $300 < IH/P < 550$ ，物镜光学系统满足条件式 2，即 $300 < FI/P < 550$ ，以及条件式 3，即 $2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$ ，在物镜光学系统离物距 4mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 的光轴上的 MTF、和物距 50mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 的光轴上的 MTF 均成为 10% 的位置，配置固体摄像器件的摄像面。



1、一种内窥镜，具有固定焦点式摄像单元，该固定焦点式摄像单元包括物镜光学系统和对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件，其特征在于，

上述固体摄像器件满足条件式（1），

上述物镜光学系统满足条件式（2）和条件式（3），

在如下位置上配置了上述固体摄像器件的摄像面，该位置是指上述物镜光学系统在物距 4mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF、和在物距 50mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 均成为 10% 以上的位置，所述空间频率是上述物镜光学系统的空间频率；

条件式（1） $300 < IH/P < 550$

条件式（2） $300 < F1/P < 550$

条件式（3） $2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$

式中，

P：固体摄像器件的水平方向像素间距，单位为 mm；

IH：从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离，单位为 mm；

F1：物镜光学系统的焦距，单位为 mm；

Fno.：物镜光学系统的有效 F 数字。

2、一种内窥镜装置，至少具有：包括固定焦点式摄像单元的内窥镜，以及显示由上述摄像单元取得的图像的显示机构，其特征在于，

上述摄像单元具有：固体摄像器件，对每个像素配置滤色器，且满足条件式（1）；以及物镜光学系统，满足条件式（2）和条件式（3）；

当设上述显示机构上显示的图像的中心处的分辨率为 25 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 d1，上述显示机构上显示的图像的中心处的分辨率为 2 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 d2 时，将上述固体摄像器件的摄像面在上述物镜光学系统的成像位置附近配置

成如下：使位于从构成上述摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 3.5mm 的位置上的光轴上的物点包含在 d1 和 d2 两者中，使位于从构成上述摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 50mm 的位置上的物点仅包含在 d2 内；

条件式(1) $300 < IH/P < 550$

条件式(2) $300 < F1/P < 550$

条件式(3) $2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$

式中，

P：固体摄像器件的水平方向像素间距，单位为 mm；

IH：从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离，单位为 mm；

F1：物镜光学系统的焦距，单位为 mm；

Fno.：物镜光学系统的有效 F 数字。

3、一种内窥镜装置，具有：固定焦点式摄像单元，利用物镜光学系统对物体的像进行成像，在上述物镜光学系统的成像面附近利用固体摄像器件来取得图像信号，该固体摄像器件对每个像素配置了滤色器；以及，电路系统，对从上述固体摄像器件发送来的图像信号进行处理，其特征在于，

上述固体摄像器件满足条件式(1)，

上述物镜光学系统满足条件式(2)和条件式(3)，

当从物镜光学系统到物体的距离为 4mm 时，具有 35 μ m 以上的分辨率；

当从物镜光学系统到物体的距离为 50mm 时，具有 0.45mm 以上的分辨率，

条件式(1) $300 < IH/P < 550$

条件式(2) $300 < F1/P < 550$

条件式(3) $2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$

式中，

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距, 单位为 mm;

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离, 单位为 mm;

F1: 物镜光学系统的焦距, 单位为 mm;

Fno.: 物镜光学系统的有效 F 数字。

4、一种内窥镜, 具有固定焦点式摄像单元, 该固定焦点式摄像单元包括物镜光学系统和对各像素的每个生成亮度信号的固体摄像器件, 其特征在于,

上述固体摄像器件满足条件式 (4),

上述物镜光学系统满足条件式 (5) 和条件式 (6),

在如下位置上配置了上述固体摄像器件的摄像面, 该位置是指上述物镜光学系统在物距 4mm 处的空间频率 $1/(2 \times P)$ 下的光轴上的 MTF、和在物距 50mm 处的空间频率 $1/(2 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 均成为 10% 以上的位置, 所述空间频率是上述物镜光学系统的空间频率;

条件式(4) $200 < IH/P < 360$

条件式(5) $200 < F1/P < 360$

条件式(6) $1600 \times P < Fno. < 2800 \times P$

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距, 单位为 mm;

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离, 单位为 mm;

F1: 物镜光学系统的焦距, 单位为 mm;

Fno.: 物镜光学系统的有效 F 数字。

5、一种内窥镜装置, 至少具有: 包括固定焦点式摄像单元的内窥镜; 以及显示由上述摄像单元取得的图像的显示机构, 其特征在于,

上述摄像单元具有: 固体摄像器件, 对各像素的每个生成亮度信号, 且满足条件式 (4); 以及物镜光学系统, 满足条件式 (5) 和条件式 (6);

当设上述显示机构上显示的图像的中心处的分辨率为 25 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 d1, 上述显示机构上显示的图像的中

心处的分辨率为 2 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 d_2 时, 将上述固体摄像器件的摄像面在上述物镜光学系统的成像面附近配置成如下: 使位于从构成上述摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 3.5mm 的位置上的光轴上的物点, 包含在 d_1 和 d_2 两者中; 使位于从构成上述摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 50mm 的位置上的物点, 仅包含在 d_2 内;

条件式(4) $200 < IH/P < 360$

条件式(5) $200 < F1/P < 360$

条件式(6) $1600 \times P < F_{no.} < 2800 \times P$

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距, 单位为 mm;

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离, 单位为 mm;

F1: 物镜光学系统的焦距, 单位为 mm;

$F_{no.}$: 物镜光学系统的有效 F 数字。

6、一种内窥镜装置, 具有: 固定焦点式摄像单元, 利用物镜光学系统对物体的像进行成像, 在上述物镜光学系统的成像面附近利用固体摄像器件来取得图像信号, 该固体摄像器件对各像素的每个生成亮度信号; 以及, 电路系统, 对从上述固体摄像器件发送来的图像信号进行处理, 其特征在于,

上述固体摄像器件满足条件式(4),

上述物镜光学系统满足条件式(5)和条件式(6),

当从上述物镜光学系统到物体的距离为 4mm 时, 具有 35 μ m 以上的分辨率;

当从物镜光学系统到物体的距离为 50mm 时, 具有 0.45mm 以上的分辨率;

条件式(4) $200 < IH/P < 360$

条件式(5) $200 < F1/P < 360$

条件式(6) $1600 \times P < F_{no.} < 2800 \times P$

式中，

P：固体摄像器件的水平方向像素间距，单位为 mm；

IH：从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离，单位为 mm；

F1：物镜光学系统的焦距，单位为 mm；

Fno.：物镜光学系统的有效 F 数字。

7、一种内窥镜，具有权利要求 1 或 4 中的任一项所述的固定焦点式摄像单元，其特征在于，

在内窥镜插入部还具有处置器具插入通道，上述摄像单元和上述处置器具插入通道配置成如下：当使处置器具通过处置器具插入通道突出到离内窥镜插入部前端 4mm 的距离时，处置器具的至少一部分进入摄像单元的视场内。

8、如权利要求 2、3、5 或 6 中的任一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

在内窥镜插入部还具有处置器具插入通道，上述摄像单元和上述处置器具插入通道配置成如下：当使处置器具通过处置器具插入通道突出到离内窥镜插入部前端 4mm 的距离时，处置器具的至少一部分进入摄像单元的视场内。

内窥镜及内窥镜装置

技术领域

本发明涉及内窥镜及内窥镜装置，具体来说，涉及具有由物镜光学系统和固体摄像器件构成的固定焦点式摄像单元的电子内窥镜。

背景技术

一种具有所谓固定焦点式摄像单元的内窥镜，其固体摄像器件固定在物镜光学系统的像位置上，没有可动部分，该内窥镜因为能够简化摄像单元的结构，而且减小体积，所以，有利于降低成本，减小内窥镜插入部的外径，缩短前端硬质部分长度。并且，因为不必调焦，所以，使用者能够集中精力操作内窥镜，内窥镜使用方便，因此能够广泛应用于医疗和工业等各领域。

具有这种固定焦点式摄像单元的内窥镜，其焦点位置被设定为即使是远景（例如，对一般的医疗用内窥镜约为 50~100mm）也能够获得清晰的图像，以便进行把内窥镜插入部前端引导到希望观察的部的操作，以及一边看广范围一边选择希望的观察部位的所谓筛选。并且，在内窥镜插入部前端和被摄体的距离接近时，能够获得清晰图像的物距，一般为 5~10mm。

在希望放大被摄体仔细观察的情况下，在结构上可以采用所谓变焦式摄像单元，它能够进行变焦动作，即移动物镜光学系统内的透镜，改变焦距和工作距离。关于这种具有变焦式摄像单元的内窥镜，例如，现有，由特开 2000-330015 号公报和特开 2001-33710 号公报等提出了各种方案。

在具有这种变焦式摄像单元的内窥镜中，在焦距变短的所谓广角端，

能够获得的景深大致上等同于具有固定焦点式摄像单元的内窥镜。所以，在此情况下，能够采用和具有固定焦点式摄像单元的内窥镜相同的使用方法。并且，在焦距变长的所谓远景端，焦点深度与广角端相比，更靠近近点侧（变浅），所以，对远景（约 50~100mm）来说焦点模糊。但是，若内窥镜插入部前端和被摄体的距离接近（例如，一般具有变焦式摄像单元的内窥镜中约为 2~3mm），则能够获得鲜明的图像。所以，能够放大被摄体进行详细观察。

在具有上述固定焦点式摄像单元的内窥镜中，在对有的部位希望放大来详细观察的情况下，存在的问题是，即使内窥镜插入部前端接近该部位（被摄体），仍在能够获得充分放大倍数或分辨率之前，焦点变模糊。

在上述具有变焦式摄像单元的内窥镜的情况下，虽然通过进行变焦动作，能够放大被摄体来进行详细观察，但是进行广角端的观察之后，要接近希望放大观察的部位，则必须进行移动聚束透镜的操作。因此，存在的问题是，与具有固定焦点式摄像单元的内窥镜相比，操作麻烦。

并且，具有上述变焦式摄像单元的内窥镜中，在远景端放大观察时，焦点调节范围即物镜光学系统的景深非常浅，所以，出现很难使用内窥镜的问题。

再者，具有上述变焦式摄像单元的内窥镜中，需要对聚束透镜进行移动的机构，所以，与固定焦点式摄像单元相比，存在有摄像单元变大，具有该摄像单元的内窥镜的插入部的外径变粗的问题。并且，包括使聚焦透镜移动的机构的结构很复杂，且零件数量也增多，因此，与固定焦点式摄像单元相比，出现制造成本提高的问题。

并且，具有上述变焦式摄像单元的内窥镜中，在放大观察后用处置器具进行处置的情况下，在远景端视场角变窄，所以处置器具很难进入视场内，所以，必须把聚焦透镜移动到广角侧，拉开观察距离进行处置。也就是说，操作者必须进行把内窥镜插入部前端引导到希望观察的位置上的操作、变焦操作和处置器具操作。所以，出现操作非常烦杂的问题。

发明内容

本发明是针对上述问题而提出的解决方案。其目的在于，提供这样一种内窥镜和内窥镜装置，能够进行远景观察，能够顺利地接近希望筛选和放大观察的部位，并且同时无需进行变焦等烦杂的操作，就能够接近到离被摄体3~4mm的部位进行放大观察，再者能够一边进行放大观察，一边用处置器具进行处置，并且，既能够防止插入部外径增大，又能够有助于制造成本降低。

为了达到上述目的，本发明的内窥镜具有固定焦点式摄像单元，该固定焦点式摄像单元包括物镜光学系统和对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件，其特征在于，该摄像单元包括：

固体摄像器件，满足以下条件式：

$$\text{条件式(1)} \quad 300 < IH/P < 550$$

P：固体摄像器件的水平方向像素间距（mm）；

IH：从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离（mm），

以及

物镜光学系统，对固体摄像器件的像素间距 P（mm），满足以下条件式：

$$\text{条件式(2)} \quad 300 < F1/P < 550$$

F1：物镜光学系统的焦距（mm）；

以及

$$\text{条件式(3)} \quad 2400 \times P < F_{no.} < 4200 \times P$$

F_{no.}：物镜光学系统的有效 F 数字

在物镜光学系统的在物距 4mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF、和在物距 500mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 均成为 10% 以上的位置，配置了固体摄像器件的摄像面。

并且，本发明的内窥镜装置，其特征在于，

至少具有：

内窥镜，包括固定焦点式摄像单元，该固定焦点式摄像单元具有：

固体摄像器件，对每个像素配置滤色器，且满足上述条件式（1）；以及物镜光学系统，满足上述条件式（2）和上述条件式（3）；以及

显示机构，显示由摄像单元取得的图像，

当设上述显示机构上显示的图像的中心处的分辨率为 25 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 d_1 ，上述显示机构上显示的图像的中心处的分辨率为 2 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 d_2 时，将固体摄像器件的摄像面在上述物镜光学系统的成像位置附近配置成如下：使位于从构成摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 3.5mm 的位置上的光轴上的物点包含在 d_1 和 d_2 两者中，使位于从构成摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 50mm 的位置上的物点仅包含在 d_2 内。

并且，本发明的内窥镜装置，具有：固定焦点式摄像单元，利用满足上述条件式（2）和上述条件式（3）的物镜光学系统，对物体的像进行成像，在物镜光学系统的成像面附近利用对每个像素配置滤色器，且满足上述条件式（1）的固体摄像器件取得图像信号；以及电路系统，对从固体摄像器件发送来的图像信号进行处理，其特征在于，该内窥镜装置，当从物镜光学系统到物体的距离为 4mm 时，具有 35 μ m 以上的分辨率；当从物镜光学系统到物体的距离为 50mm 时，具有 0.45mm 以上的分辨率。

并且，本发明的内窥镜具有固定焦点式摄像单元，该固定焦点式摄像单元包括物镜光学系统和对每个像素生成亮度信号的固体摄像器件，其特征在于，

上述摄像单元包括：

固体摄像器件，满足以下条件式：

条件式(4) $200 < IH/P < 360$,

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距 (mm),

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离 (mm);

以及

物镜光学系统，对固体摄像器件的像素间距 P (mm)，满足以下条件式：

条件式(5) $200 < F1/P < 360$,

$F1$ ：物镜光学系统的焦距 (mm)，

以及

条件式(6) $1600 \times P < Fno. < 2800 \times P$,

$Fno.$ ：物镜光学系统的有效 F 数字，

在物镜光学系统的在物距 4mm 处的空间频率 $1/(2 \times P)$ 下的光轴上的 MTF、和在物距 500m 处的空间频率 $1/(2 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 均成为 10% 以上的位置上，配置了固体摄像器件的摄像面。

并且，本发明的内窥镜装置，其特征在于：

至少具有：

内窥镜，具有固定焦点式摄像单元，该固定焦点式摄像单元包括：固体摄像器件，对每个像素配置滤色器，且满足上述条件式 (4)；以及物镜光学系统，满足上述条件式 (5) 和上述条件式 (6)；以及

显示机构，显示由摄像单元取得的图像，

该内窥镜装置的特征在于，

当设上述显示机构上显示的图像的中心处的分辨率为 25 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 $d1$ ，上述显示机构上显示的图像的中心处的分辨率为 2 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 $d2$ 时，将上述固体摄像器件的摄像面在上述物镜光学系统的成像面附近配置成如下：使位于从构成上述摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 3.5mm 的位置上的光轴上的物点，包含在 $d1$ 和 $d2$ 两者中；使位于从构成上述摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 50mm 的位置上的物点，仅包含在 $d2$ 内。

并且，本发明的内窥镜装置具有：固定焦点式摄像单元，利用满足上述条件式 (5) 和上述条件式 (6) 的物镜光学系统，对物体的像进行成像，在物镜光学系统的成像面附近利用对每个像素配置滤色器，而且

满足上述条件式(4)的固体摄像器件来取得图像信号；以及

电路系统，对从固体摄像器件发送来的图像信号进行处理，

该内窥镜装置的特征在于，当从物镜光学系统到物体的距离为 4mm 时，具有 35 μm 以上的分辨率；当从物镜光学系统到物体的距离为 50mm 时具有 0.45mm 以上的分辨率。

在此，说明分辨率的定义。

在利用点像几乎无像差的圆形开口的光学系统进行成像的情况下，物体的像形成区域圆片，这是圆形开口的衍射像。在具有相等强度的 2 个点互相接近的情况下，该衍射像互相重叠，形成如图 4 所示的强度分布。

图 4 是表示通过 2 个衍射像的强度中心的直线上的强度分布图，横轴表示距离（单位 mm），纵轴表示强度（任意单位）。Rayleigh(人名)把这 2 个衍射像的间隔与区域圆盘片的半径相一致时，2 个点像识别为 2 个的界限。以下将其作为所谓 Rayleigh 标准（Rayleigh）的标准。这时，衍射像的强度分布形成留有波谷的状态，该波谷的强度是顶点的 74%（摘自朝仓书店刊：“光学技术手册”）。

因此，本发明中，对 2 点间的分布强度的波谷相对于顶点为 74%以下的状态进行“解像”，把解像的界限距离定义为“分辨率”。

具体来说，如图 5 所示，对内窥镜 4 的插入部前端上所配置的物镜光学系统 5 前放置的 2 个点进行摄像，使得在固体摄像器件 1 的摄像面上的水平方向上并排地形成 2 个点像（也就是说，在监视器 7 的画面上 2 个点像在水平方向上排列），对从固体摄像器件 1 来的图像信号进行处理的电路系统 6 的输出信号，由示波器 9 进行捕捉，测量出 2 个点像的强度分布。这时，把“解像”的 2 点间的最小距离作为“分辨率”。

并且，这时，如图 6 所示也可以利用在水平方向上并排的黑白配对的线条来代替 2 个点。在本发明中所述的“分辨率”是指利用上述方法求出的值。

以下对分辨率进行定义。

在图 6 中, 对内窥镜 4 的插入部前端上配置的物镜光学系统 5 前放置的黑白配对的线条进行摄像, 使得在固体摄像器件 1 的摄像面上的水平方向上形成并排的黑和白的条带, 通过对从固体摄像器件 1 发送来的图像信号进行处理的电路系统 6 显示到监视器 7 上。这时, 在监视器 7 的画面上得到的黑白强度分布如图 7 所示。

图 7 表示利用示波器(在图 6 中无图示)来捕捉从监视器 7 输出的水平方向的图像信号时的信号波形, 横轴表示监视器画面上的水平方向的位置, 纵轴表示信号强度。

在此, 设图 7 所示的强度分布的最大值为 $I_{\max}$; 最小值为 $I_{\min}$ 时, 黑白配对的线条在监视器上的对比度 I 按下式求出。

$$I = (I_{\max} - I_{\min}) / (I_{\max} + I_{\min}) \cdots (i)$$

分辨率定义为上述对比度 I 成为 10% 时的黑白配对的线条宽度的倒数。

所以, 上述“分辨率为 25 条/mm 以上”、“分辨率为 2 条/mm 以上的叙述分别是指宽度 $40 \mu\text{m}$ 以下, 和宽度 0.5mm 以下的黑白配对的线条的对比度在监视器上为 10% 以上。

并且, 在本发明中, “MTF”是指 d 线(波长 587.6nm), e 线(波长 546.1nm)、f 线(波长 486.1nm)各波长的 MTF 的平均值。

并且, 以下简单说明固体摄像器件的“显示区”和“IH”。

如图 3 所示, 内窥镜装置主要包括: 内窥镜 4; 处理图像信号的电路系统 6 和图像显示监视器 7。由物镜光学系统 5 和固体摄像器件 1 构成的摄像单元拍摄的图像, 由处理图像信号的电路系统 6 进行处理, 显示在图像显示监视器 7 上。固体摄像器件 1 的“显示区”是指上述图像显示监视器 7 上显示的范围所对应的固体摄像器件 1 上的区。

所以, 在图像显示监视器 7 上, 显示范围被八角形的视场掩模所限制的情况下, 如图 1 所示, 固体摄像器件 1 的有效像素区 2 上所形成的显示区 3 也是同样的形状。

并且, 另外的例子是在图像显示监视器 7 上的显示范围仅在左右方

向受到圆周形状的限制的情况下，如图 2 所示，固体摄像器件 1 的有效图像区 2 上所形成的显示区 3 也是同样的形状。

并且，在图像显示监视器 7 上没有视场掩模而全画面显示的情况下，图像显示监视器 7 的显示部的形状所对应的固体摄像器件 1 的有效像素区 2 成为显示区。

并且，“IH”是指从固体摄像器件 1 的显示区中心到最远位置的距离。其一般称为像高。

以下，简单说明景深的定义。

在一般的内窥镜中，考虑在设最佳距离为 X_b 的情况下的像面位置 X_b' 上配置像素间距 P 的固体摄像器件。在固定固体摄像器件的条件下，若使物体接近 X_n ，则接近时的像面位置 X_n' 偏离固体摄像器件的摄像面位置。

这时，若设可以看作是对准了焦点的最大弥散圆为允许弥散圆，其直径为 δ 时，则在认识到固体摄像器件的摄像面的弥散圆直径小于 δ 的情况下，可以看作是从 X_b 到 X_n 的物体图像对准了焦点。也就是说，可以把弥散圆与 δ 相一致为止的范围定义为近点侧的景深。

这时，根据牛顿成像式，可以成立以下各式。

$$(1/X_n) - (1/X_b) = \delta F_{no.}/F_l^2 \quad \cdots (ii)$$

同样，景深的远点侧的式子也定义如下。

$$(1/X_b) - (1/X_f) = \delta F_{no.}/F_l^2 \quad \cdots (iii)$$

若把 (ii) 式和 (iii) 式合并，则为

$$(1/X_n) - (1/X_f) = 2 \delta F_{no.}/F_l^2 \quad \cdots (iv)$$

式中，设最佳距离为 X_b ；到景深近点的距离为 X_n ，到景深远点的距离为 X_f ，允许弥散圆直径为 δ ，光学系统的焦距为 F_l ，光学系统的有效 F 数字为 $F_{no.}$ 。

上述条件式 (1) 和条件式 (4) 规定本发明中应当使用的固体摄像器件的条件，它表示相对于最大像高的固体摄像器件的像素间距之比的应有范围。

一般, 允许弥散圆直径 δ 与固体摄像器件的像素间距成正比, 所以, IH/P 的值越大, 相对于像高 IH 的 δ 越小。因此, 若 IH/P 的值过大, 则不能够获得景深, 不能够达到本发明的目的。

另一方面, 若 IH/P 的值减小, 则虽然景深扩展, 但相对于像高 IH 的固体摄像器件的像素间距增大, 所以, 固体摄像器件的取样间隔增大。因此, 对一定放大倍率的像来说分辨率降低。若 IH/P 的值过小, 则即使景深内的最近点也得不到必要的分辨率, 为了获得必要的分辨率, 必须非常接近物体, 不能达到本发明的目的。

所以, 根据本发明, 采用对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件的摄像单元中, 最好使用能够满足条件式 (1) 的固体摄像器件。

并且, 采用对各像素的每个生成亮度信号的固体摄像器件的摄像单元中, 最好使用满足条件式 (4) 的固体摄像器件。

另一方面, 上述条件式 (2) 和条件式 (5) 规定了与上述条件式 (1) 和条件式 (4) 所规定的、与固体摄像器件相组合的物镜光学系统的焦距。

从上述式 (iv) 中可以看出, 若物镜光学系统的焦距 $F1$ 增大, 则景深变小。

由上述条件式 (1) 和条件式 (4) 规定的与固体摄像器件相组合的物镜光学系统, 若 $F1$ 超过条件式 (2) 和条件式 (5) 的上限, 则景深变小, 对近点不能够获得充分的倍率或分辨率, 对于远景, 焦点模糊, 不能够达到本发明的目的。

以下, 说明条件式 (2) 和条件式 (5) 的下限值。

具有在物镜光学系统的成像面附近配置了固体摄像器件的摄像面的摄像单元、以及对从上述固体摄像器件发送来的图像信号进行处理的电路系统的内窥镜装置中, 在通过物镜光学系统使 2 个点在固体摄像器件的摄像面上成像的情况下, 在从上述电路系统来的输出信号上, 对 2 个点像进行解像的固体摄像器件上的最小距离, 取决于固体摄像器件的像素间距、以及对从固体摄像器件发送来的图像信号进行处理的电路系统的特性。这时, 若设取决于电路系统特性的系数为 K , 固体摄像器件的

像素间距为 P ，则上述最小距离表示为 KP 。

一般，若设光学系统的焦距为 $F1$ ，光学系统的前侧焦点位置为 fF ，则配置在物距 X 上的被摄体的光学系统所产生的成像倍率 β 为

$$\beta = F1 / (X + fF) \cdots (v)$$

所以，在固体摄像器件的摄像面上的距离 KP 在物体侧成为 KP/β 。

这表示在由具有固体摄像器件的摄像单元、以及对从上述固体摄像器件发送来的图像信号进行处理的电路系统构成的内窥镜装置中，表示有多细的像被解像，所以，若设 $X=X_n$ (X_n : 到景深近点的距离)，则只能是近点的内窥镜装置的分辨率。设该值为 R ，可表示为

$$R = KP \cdot (X_n + fF) / F1 \cdots (vi)$$

根据式 (vi)，若焦距 $F1$ 的值减小，则 R 值增大。

作为与由上述条件式 (1) 和条件式 (4) 规定的像素间距 P 的固体摄像器件相组合的物镜光学系统，若 $F1$ 超过上述条件式 (2) 和条件式 (5) 的下限，则在景深内的最近点 X_n 上分辨率 R 的值过大，不能够观察细的东西，所以，不能够达到本发明的目的。

因此，在采用对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件的摄像单元中，最好使用对像素间距 P 满足上述条件式 (2) 的焦距的光学系统。

并且，在采用对各像素的每个生成亮度信号的固体摄像器件的摄像单元中，最好使用对像素间距 P 满足上述条件式 (5) 的焦距的物镜光学系统。

另一方面，上述条件式 (3) 和条件式 (6) 规定了与由上述条件式 (1) 和条件式 (4) 规定的固体摄像器件相组合的物镜光学系统的有效 F 数值。

已知当用透镜来成像时，光受到衍射的影响。 F_{no} 越大，点像受衍射的影响而变得越大，若该点像的大小超过一定界限，则无论怎样调焦，被摄体的细部分模糊。根据 Rayleigh，该界限被规定为当 2 个点像接近时能够识别各自图像的界限距离，若 λ 表示光波长， F_{no} 表示有效 F 数字，则 $1.22 \cdot \lambda \cdot F_{no}$ 表示上述界限。

在由上述条件式(1)和条件式(4)规定的固体摄像器件和由上述条件式(2)和条件式(5)规定的物镜光学系统的组合中,若 F_{no} 超过条件式的上限,则即使调焦也仍然是被摄体的细部分模糊不清,不能够达到本发明的目的。

并且,从上述式(iv)中可以看出, F_{no} 值越小,景深越浅。

在由上述条件式(1)和条件式(4)规定的固体摄像器件和由上述条件式(2)和条件式(5)规定的物镜光学系统的组合中,若 F_{no} 超过条件式的下限,则景深变浅,对近点不能够获得充分的倍率或分辨率,对远景,焦点模糊,不能够达到本发明的目的。

因此,在采用对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件的摄像单元中,使用对像素间距 P 能够上述条件式(2)的有效 F 数字的物镜光学系统。

并且,在采用对各像素的每个生成亮度信号的固体摄像器件的摄像单元中,最好使用对像素间距 P 满足上述条件式(6)的有效 F 数字的物镜光学系统。

而且,上述条件式(1)、条件式(2)、条件式(3)若构成为某一个或全部满足下述条件式(1)'、条件式(2)'、条件式(3)',则摄像单元的放大倍率和分辨率的平衡良好,更加合适。

$$\text{条件式(1)'} \quad 390 < IH/P < 510$$

$$\text{条件式(2)'} \quad 390 < FI/P < 510$$

$$\text{条件式(3)'} \quad 3000 \times P < F_{no} < 4200 \times P$$

而且,上述条件式(4)、条件式(5)、条件式(6)若构成为某一个或全部满足下述条件式(4)'、条件式(5)'、条件式(6)',则摄像单元的放大倍率和分辨率的平衡良好,更加合适。

$$\text{条件式(4)'} \quad 260 < IH/P < 340$$

$$\text{条件式(5)'} \quad 260 < FI/P < 340$$

$$\text{条件式(6)'} \quad 2000 \times P < F_{no} < 2800 \times P$$

本发明的内窥镜,必须由满足上述条件的固体摄像器件和物镜光学

系统来构成，但也必须规定配置在物镜光学系统的成像面附近的固体摄像器件的成像面位置。

在使用对每个像素配置了滤色器的固体摄像器件的情况下，在空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 为 10% 以上的情况下，弥散圆直径不超过允许弥散圆直径，可以看作是景深内，因此最好在固体摄像器件的摄像面和物镜光学系统的光轴垂直，而且物距 4mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF、和物距 50mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 均成为 10% 以上的位置，配置上述固体摄像器件的摄像面。

或者，在使用对各像素的每个生成亮度信号的固体摄像器件的情况下，在空间频率 $1/(2 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 为 10% 以上的情况下，弥散圆直径不超过允许弥散圆直径，可以看作是景深内。所以，最好在固体摄像器件的摄像面和物镜光学系统的光轴垂直，而且物距 4mm 处的空间频率 $1/(2 \times P)$ 下的光轴上的 MTF、和物距 50mm 处的空间频率 $1/(2 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 均成为 10% 以上的位置，配置上述固体摄像器件的摄像面。

或者，最好采用以下组合：对符合上述条件式 (1)、条件式 (2)、条件式 (3) 的每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件和物镜光学系统的组合、或者对符合上述条件式 (4)、条件式 (5)、条件式 (6) 的每个像素生成亮度信号的固体摄像器件和物镜光学系统的组合。当设固体摄像器件的摄像面和物镜光学系统的光轴垂直，光轴上（图像中心）上的分辨率为 25 条/mm 以上的物体侧的范围为 d_1 ，光轴上（图像中心）处的分辨率为 2 条/mm 以上的物体侧的范围为 d_2 时，最好将上述固体摄像器件的摄像面配置在这样的位置上：使在光轴上位于从物镜光学系统的前端面离开 3.5mm 的位置上的物点包含在 d_1 、 d_2 两者中，使在光轴上位于从物镜光学系统的前端面离开 50mm 的位置上的物点仅包含在 d_2 中。

通过将固体摄像器件的摄像面配置在使位于 3.5mm 的位置上的物点包含在分辨率为 2 条/mm 以上的物体侧的范围（ d_2 ）内，而且，包含在分辨率为 25 条/mm 以上的物体侧的范围（ d_1 ）内，由此，例如在医疗用

的内窥镜装置，能够观察大肠腺凹（pit）图像等生物组织的微细结构，适用于病变部分的正确诊断和处置。

再者，通过使位于 50mm 的位置上的物点包含在分辨率为 2 条/mm 以上的物体侧的范围（d2）内，由此在观察远景的情况下，也能够获得清晰的图像，因此，能够一边广范围观察生物体的内部，一边进行筛选，并且，容易进行把内窥镜插入部前端引导到希望观察的部位上的操作。

或者，最好采用以下组合：对符合上述条件式（1）、条件式（2）、条件式（3）的每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件和物镜光学系统的组合、或者对符合上述条件式（4）、条件式（5）、条件式（6）的各像素的每个生成亮度信号的固体摄像器件和物镜光学系统的组合。固体摄像器件的摄像面和物镜光学系统的光轴垂直，当物距为 4mm 时，具有 35 μm 以上的分辨率，当物距为 50mm 时具有 0.45mm 以上的分辨率的位置上，配置上述固体摄像器件的摄像面。

由于在物距 4mm 处具有 35 μm 以上的分辨率，所以，例如在医疗用内窥镜装置中能够观察大肠腺凹图像等生物体组织的微细结构，适用于对病变部分的正确诊断和处置。

再者，由于在物距 50mm 处具有 0.45 μm 以上的分辨率，所以，在观察远景的情况下也能够获得鲜明的图像，因此，能够一边广范围观察生物体内部，一边进行筛选，并且容易进行把内窥镜插入部前端引导到希望观察的部位上的操作。

通过利用上述方式来配置物镜光学系统和固体摄像器件，能够获得鲜明的图像，其具有从远景到近点的连续的大的景深，而且，在 3~4mm 的使用方便的距离具有高分辨率。

并且，将摄像单元和处置用通道配置成，通过处置用通道使生物体检查钳子等处置器具突出到离开内窥镜插入部前端 4mm 的距离时，使处置器具的至少一部分进入到摄像单元的视场内。通过这样配置，能够一边观察生物体组织的微细结构，一边进行组织取样等。由此，能够提高病变部分的处置精度。

通过采用上述结构，本发明的内窥镜能够获得以下效果。

- 能够观察远景，所以容易进行显示器的插入和筛选。
- 能够观察远景，所以能够顺利地接近希望放大观察的部位。
- 在 3~4mm 的容易使用的距离处能够获得具有高分辨率的放大图像。
- 放大观察时，远景侧是连续的景深内，所以不容易漏看被摄体。
- 不需要变焦等烦杂的操作，所以容易操作。
- 摄像单元内没有可动部分，所以能够构成很细的插入部外径。
- 摄像单元内没有可动部分，所以能够降低制造成本。
- 一边观察放大图像，一边把处置器具插入视场内，所以能够进行高精度处置。

发明效果

如以上说明的，根据本发明，能够提供这样的内窥镜和内窥镜装置，即由于能够观察远景，所以能够进行筛选，顺利地接近希望观察的部位，不进行变焦等烦杂的操作，即可接近被摄体的 3—4mm 处，进行放大观察，再者能够一边放大观察，一边用处置器具进行处置，能够使插入部外径变细，制造成本降低。

附图说明

图 1 是固体摄像器件的显示区的说明图。

图 2 是另一固体摄像器件的显示区的说明图。

图 3 是内窥镜装置的构成的概念图。

图 4 是分辨率的定义的说明图。

图 5 是分辨率的测量方法的说明图。

图 6 是另一个分辨率的测量方法的说明图。

图 7 是分辨率的定义的说明图。

图 8 是本发明的第 1 实施例的物镜光学系统剖面图。

图 9 是本发明的第 1 实施例的摄像单元剖面图。

图 10 是从前端看本发明的第 1 实施例的内窥镜插入部的图。

图 11 是本发明的第 1 实施例的内窥镜插入部的剖面图。

图 12 是本发明的第 2 实施例的物镜光学系统剖面图。

图 13 是本发明的第 3 实施例的物镜光学系统剖面图。

图 14 是本发明的第 4 实施例的物镜光学系统剖面图。

图 15 是本发明的第 5 实施例的物镜光学系统剖面图。

图 16 是现有例 1 的物镜光学系统剖面图。

图 17 是现有例 2 的物镜光学系统剖面图。

图 18 是像素的排列对水平方向的每一条线偏离 $1/2$ 水平间距来配置的固体摄像器件的说明图。

具体实施方式

作为本发明的内窥镜的实施例，示出物镜光学系统的数据和固体摄像器件的数据。其中，IH 表示最大像高，P 表示固体摄像器件的像素间距，F1 表示物镜光学系统的焦距，Fno. 为开口比， 2ω 为视场角，R 为各透镜面的曲率半径，D 为各透镜的厚度和透镜间隔，Ne 表示 e 线的折射率，Vd 表示阿贝数。

并且，为了进行比较，以下对现有的内窥镜的物镜光学系统和固体摄像器件表示出 2 个例子的数据。

[现有例 1]

对每个像素生成亮度信号的固体摄像器件

IH=0.76mm P=0.0044mm IH/P=173

物镜光学系统

$$F_l=0.77698\text{mm} \quad F_{no.}=6.457 \quad 2\omega=133.6^\circ$$

$$F_l/P=177 \quad 1600\times P=6.4 \quad 2800\times P=11.2$$

面 No.	R	D	Ne	Vd
1	∞	0.30	1.88814	40.8
2	0.523	0.31		
3	∞	0.30	1.51825	64.1
4	∞	0.17		
5	2.952	0.97	1.73234	54.7
6	-1.102	0.08		
7	∞ (光圈)0.03			
8	∞	0.50	1.51563	75.0
9	∞	0.15		
10	2.610	0.88	1.73234	54.7
11	-0.812	0.23	1.85504	23.8
12	-7.637	0.38		
13	∞	0.75	1.51825	64.2
14	∞	0.01	1.5119	64.1
15	∞	0.60	1.52194	64.1
16	∞	0.00		

图 16 表示现有例 1 的物镜光学系统的剖面图。

现有例 1 是采用了每个像素生成亮度信号的固体摄像器件的现有的内窥镜装置的例子。

最高分辨率在物距 3.0mm 时为 24 条/mm。没有达到分辨率 25 条/mm 以上的范围。光轴上的分辨率为 2 条/mm 以上的物体侧的范围为 0~33mm。

并且，物距为 4mm 时的分辨率为 $49\mu\text{m}$ ，物距为 50mm 时的分辨率为 0.57mm。景深为 3.0mm~无限远 (∞)。

现有例 1 是低于条件式 (4)、条件式 (5) 的范围的情况。在此情况下，虽然景深可取广范围，但若按相同物距进行比较，则分辨率低于本

发明的内窥镜装置。

如果进一步增大 $F_{no.}$ ，增加近点侧的景深，进一步靠近物体，那么，能够取得更高的分辨率。但实际上与物体的距离过近，所以很难处置。并且，放大观察时处置器具不能够进入视场内。

[现有例 2]

对每个像素配置滤色器的彩色固体摄像器件

$lH=1.24\text{mm}$ $P=0.00205\text{mm}$ $lH/P=605$

物镜光学系统

$Fl=1.29838\text{mm}$ $F_{no.}=8.532$ $2\omega=141.6^\circ$

$Fl/P=633$ $2400\times P=5.28$ $4200\times P=9.24$

面 No.	R	D	Ne	Vd
1	∞	0.47	1.51825	64.1
2	0.951	0.14		
3	∞ (光圈)	0.03		
4	-2.880	1.07	1.69979	55.5
5	-0.844	0.05		
6	3.225	0.67	1.69979	55.5
7	-1.551	0.28	1.93305	21.3
8	-11.120	0.43		
9	∞	0.90	1.52591	65.6
10	∞	0.50	1.53211	60.0
11	∞	0.40	1.5432	40.0
12	∞	0.00		

图 17 表示现有例 2 的物镜光学系统的剖面图。

现有例 2 是采用对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件的现有的内窥镜装置的例子。

光轴上的分辨率为 25 条/mm 以上的物体侧的范围是 5.8~8.0mm，光轴上的分辨率为 2 条/mm 以上的物体侧的范围为 0~100mm。并且，物距 4mm 是景深外。物距为 50mm 时的分辨率为 0.25mm。景深为 6.5~50mm。

现有例 2 是超过上述条件式 (1)、条件式 (2) 的范围的情况, 若以相同的物距进行比较, 则虽然分辨率高于本发明的内窥镜, 但景深变浅, 所以, 当接近被摄体时, 焦点模糊。

若进一步增大 $Fno.$, 则物镜光学系统的衍射像的大小超过固体摄像器件的允许弥散圆, 所以, 景深内的像的对比度降低。

所以, 即使具有希望放大的部位, 也是在接近时焦点模糊, 不能够达到本发明的目的。

以下, 示出本发明实施例的数据。

[第 1 实施例]

对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件

$$Hf=1.442\text{mm} \quad P=0.003\text{mm} \quad Hf/P=481$$

物镜光学系统

$$Ff=1.47866\text{mm} \quad Fno.=11.710 \quad 2\omega=132.3^\circ$$

$$Ff/P=493 \quad 2400 \times P=7.2 \quad 4200 \times P=12.6$$

面No.R	D	Ne	Vd
1 ∞	0.40	1.88814	40.8
2 1.080	0.62		
3 ∞	0.43	1.52498	59.9
4 ∞	0.25		
5 5.251	2.19	1.79196	47.4
6 -2.733	0.03		
7 ∞ (光圈)	0.03		
8 ∞	0.60	1.51965	75.0
9 ∞	1.14		
10 4.500	1.60	1.73234	54.7
11 -1.870	0.43	1.93429	18.9
12 -5.513	1.35		
13 ∞	1.00	1.51825	64.1
14 ∞	0.01	1.51193	63.0
15 ∞	1.00	1.6135	50.2
16 ∞	0.00		

图 8 表示第 1 实施例的物镜光学系统的剖面图。

第 1 实施例是采用对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件的医疗用内窥镜装置的实施例。

物距 4mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 为 12.6%，
物距 50mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 为 10.8%

并且，光轴上的分辨率为 25 条/mm 以上的物体侧的范围为 3.2~5.5mm，光轴上的分辨率为 2 条/mm 以上的物体侧的范围为 0~80mm。

并且，物距为 4mm 时的分辨率为 $29 \mu\text{m}$ ，物距为 50mm 时的分辨率为 0.31mm。

所以，第 1 实施例的内窥镜装置满足以下条件。

也就是说，具有由物镜光学系统及对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件构成的固定焦点式摄像单元的内窥镜中，固体摄像器件满足条件式 (1)，物镜光学系统满足条件式 (2) 和条件式 (3)，在物镜光学系统的物距 4mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF、以及物距 50mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 均成为 10% 以上的位置，配置有固体摄像器件的摄像面。

条件式 (1) $300 < IH/P < 550$

条件式 (2) $300 < F1/P < 550$

条件式 (3) $2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$

式中，

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距 (mm)

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离 (mm)

F1: 物镜光学系统的焦距 (mm)

Fno.: 物镜光学系统的有效 F 数字

并且，第 1 实施例的内窥镜装置满足以下条件。

也就是说，具有至少包括固定焦点式摄像单元的内窥镜和显示由摄像单元取得的图像的显示机构的内窥镜装置中，摄像单元包括：对每个像素配置滤色器，而且满足条件式 (1) 的固体摄像器件；以及，满足条

件式(2)和条件式(3)的物镜光学系统。当设显示机构上所显示的图像的中心处的分辨率为25条/mm以上的上述摄像单元的物体侧的范围为d1,设显示机构上所显示的图像的中心处的分辨率为2条/mm以上的上述摄像单元的物体侧的范围为d2时,将固体摄像器件的摄像面在物镜光学系统的成像位置附近配置成如下:使从构成摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧面离开3.5mm的位置上的光轴上的物点包含在d1和d2两者中,从构成摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开50mm的位置上的物点仅包括在d2中。

条件式(1) $300 < IH/P < 550$

条件式(2) $300 < F1/P < 550$

条件式(3) $2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$

式中,

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距 (mm)

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离 (mm)

F1: 物镜光学系统的焦距 (mm)

Fno.: 物镜光学系统的有效 F 数字

并且,第1实施例的内窥镜装置满足以下条件。

也就是说,该内窥镜装置具有:固定焦点式摄像单元,利用物镜光学系统来对物体的像进行成像,利用在物镜光学系统的成像面附近对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件来取得图像信号;以及,电路系统,用于对从固体摄像器件发来的图像信号进行处理。在该内窥镜装置中,固体摄像器件满足条件式(1),物镜光学系统满足条件式(2)和条件式(3),从物镜光学系统到物体的距离为4mm时,具有35 μ m以上的分辨率,从物镜光学系统到物体的距离为50mm时,具有0.45mm以上的分辨率。

条件式(1) $300 < IH/P < 550$

条件式(2) $300 < F1/P < 550$

条件式(3) $2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$

式中,

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距 (mm)

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离 (mm)

F1: 物镜光学系统的焦距 (mm)

Fno.: 物镜光学系统的有效 F 数字

并且, 内窥镜前端部具有图 10 和图 11 所示的结构。

图 10 是从正面观看内窥镜插入部前端面的图, 图 11 是沿图 10 中的 B—B 线的剖面图。

从内窥镜插入部前端面向被摄体, 在摄像单元 10 的右下 30° (在图 10 中为左下 $\alpha=30^\circ$) 的方向上, 离开摄像单元的光轴 5.5mm 的位置上配置有处置用通道的中心。该方向的半视场角 θ 为 59.2° , 物镜光学系统的第 1 透镜表面 (最靠物体侧的面) 的光线高度 H 为 1.01mm, 若使处置器具突出 2.68mm 以上, 则处置器具前端进入视场范围内。所以第 1 实施例的内窥镜装置满足以下条件。

也就是说, 在具有固定焦点式摄像单元的内窥镜中, 在内窥镜插入部还具有处置器具插入通道, 上述摄像单元和上述处置器具插入通道配置成如下: 在将处置器具通过处置用通道而突出到离内窥镜插入部前端 4mm 的距离处时, 处置器具的至少一部分进入摄像单元的视场内。

第 1 实施例的内窥镜装置的景深的远点侧为 60mm, 景深的近点侧为 3.7mm。

远景摄像时, 对向体内插入、病变部分的筛选均具有充分的性能。并且, 近点侧在 3.7mm 具有 $28\ \mu\text{m}$ 的分辨率, 能够进行大肠腺凹图像 (ヒットパターン) 等的放大观察等。

这时, 远景侧在连续的景深内, 所以, 具有能够顺利地接近希望放大观察的部位, 并且不容易漏看被摄体的特征。

再者, 不需要如具有变焦式摄像单元的内窥镜那样的变焦操作, 所以, 容易进行显示器操作。

并且, 摄像单元没有可动部分, 所以, 与具有变焦式摄像单元的内

窥镜相比，插入部的外径细，制造成本也降低。并且，能够一边观察放大图像，一边使处置器具进入视场，因此，能够进行高精度的处置。

并且，第1实施例也满足条件式(1)'、条件式(2)'、条件式(3)'。

这样，第1实施例的内窥镜在物距3.7mm处具有28μm的分辨率，这时若设固体摄像器件的显示区的水平方向的宽度为2.4mm，显示到监视器上的图像的水平方向的宽度为320mm，则监视器上的倍率成为45倍，工作距离、分辨率和倍率的平衡大大改善，更加良好。

[第2实施例]

对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件

$$H=1.676\text{mm} \quad P=0.0035\text{mm} \quad H/P=479$$

物镜光学系统

$$F_l=1.58676\text{mm} \quad F_{no.}=12.965 \quad 2\omega=162.6^\circ$$

$$F_l/P=453 \quad 2400 \times P=8.4 \quad 4200 \times P=14.7$$

面No.	R	D	Ne	Vd
1	∞	0.50	1.88814	40.8
2	1.260	0.78		
3	∞	0.50	1.52498	59.9
4	∞	0.35		
5	7.625	2.65	1.79196	47.4
6	-2.820	0.04		
7	∞(光圈)	0.03		
8	∞	0.75	1.51965	75.0
9	∞	1.45		
10	4.878	1.78	1.73234	54.7
11	-2.485	0.50	1.93429	18.9
12	-9.120	1.15		
13	∞	1.20	1.51825	64.1
14	∞	0.01	1.51193	63.0
15	∞	1.00	1.61379	50.2
16	∞	0.00		

图 12 表示第 2 实施例的物镜光学系统的剖面图。

第 2 实施例是采用对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件的内窥镜装置的实施例。

物距 4mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 为 15.4%，
物距 50mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 为 13.9%。

并且，光轴上的分辨率为 25 条/mm 以上的物体侧的范围为 2.9~4.9mm，光轴上的分辨率为 2 条/mm 以上的物体侧的范围为 0~80mm。

并且，物距为 4mm 时的分辨率为 $32 \mu\text{m}$ ，物距为 50mm 时的分辨率为 0.34mm。

所以，第 2 实施例的内窥镜装置能够满足以下条件。

也就是说，具有由物镜光学系统以及对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件构成的固定焦点式摄像单元的内窥镜中，固体摄像器件满足条件式 (1)，物镜光学系统满足条件式 (2) 和条件式 (3)，在物镜光学系统的物距 4mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF、以及物距 50mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 均成为 10% 以上的位置，配置有固体摄像器件的摄像面。

条件式 (1) $300 < IH/P < 550$

条件式 (2) $300 < F1/P < 550$

条件式 (3) $2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$

式中，

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距 (mm)

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离 (mm)

F1: 物镜光学系统的焦距 (mm)

Fno.: 物镜光学系统的有效 F 数字

并且，第 2 实施例的内窥镜装置满足以下条件。

也就是说，具有至少包括固定焦点式摄像单元的内窥镜和显示由摄像单元取得的图像的显示机构的内窥镜装置中，摄像单元包括：对每个像素配置滤色器、且满足条件式 (1) 的固体摄像器件；以及满足条件式

(2) 和条件式 (3) 的物镜光学系统。当设所述显示机构上所显示的图像的中心处的分辨率为 25 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 $d1$ ，设显示机构上所显示的图像的中心处的分辨率为 2 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 $d2$ 时，将固体摄像器件的摄像面在物镜光学系统的成像位置附近配置成如下：从构成摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 3.5mm 的位置上的光轴上的物点，包含在 $d1$ 和 $d2$ 两者中；从构成摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 50mm 的位置上的物点，仅包括在 $d2$ 中。

$$\text{条件式 (1)} \quad 300 < IH/P < 550$$

$$\text{条件式 (2)} \quad 300 < F1/P < 550$$

$$\text{条件式 (3)} \quad 2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$$

式中，

P ：固体摄像器件的水平方向像素间距 (mm)

IH ：从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离 (mm)

$F1$ ：物镜光学系统的焦距 (mm)

$Fno.$ ：物镜光学系统的有效 F 数字

并且，第 2 实施例的内窥镜装置满足以下条件。

也就是说，该内窥镜装置具有：固定焦点式摄像单元，利用物镜光学系统来对物体的像进行成像，利用在物镜光学系统的成像面附近对每个像素配置了滤色器的固体摄像器件来取得图像信号；以及，电路系统，用于对从固体摄像器件发送来的图像信号进行处理。在该内窥镜装置中，固体摄像器件满足条件式 (1)，物镜光学系统满足条件式 (2) 和条件式 (3)，从物镜光学系统到物体的距离为 4mm 时，具有 35 μm 以上的分辨率，从物镜光学系统到物体的距离为 50mm 时，具有 0.45mm 以上的分辨率。

$$\text{条件式 (1)} \quad 300 < IH/P < 550$$

$$\text{条件式 (2)} \quad 300 < F1/P < 550$$

$$\text{条件式 (3)} \quad 2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$$

式中，

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距 (mm)

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离 (mm)

F1: 物镜光学系统的焦距 (mm)

Fno.: 物镜光学系统的有效 F 数字

第 2 实施例具有如下特征: 视场角为 162.6° , 一次能够观察广范围。所以, 例如在用作医疗用内窥镜装置的情况下, 在远景中, 由于有宽的视场, 所以适用于对病变部分的筛选, 并且在 3.2mm 处能够获得 $28\mu\text{m}$ 的分辨率, 所以能够构成可以对大肠腺凹图像等放大观察的内窥镜装置。

[第 3 实施例]

对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件

$$IH=1.3\text{mm} \quad P=0.0025\text{mm} \quad IH/P=520$$

物镜光学系统

$$F1=1.33785\text{mm} \quad Fno.=10.003 \quad 2\omega=132.1^{\circ}$$

$$F1/P=535 \quad 2400\times P=6.0 \quad 4200\times P=10.5$$

面No.R	D	Ne	Vd
1 ∞	0.40	1.77067	71.7
2 0.977	0.57		
3 ∞	0.40	1.52498	59.9
4 ∞	0.84		
5 ∞ (光圈)	0.03		
6 ∞	1.90	1.81078	40.9
7 -2.192	0.10		
8 3.168	1.68	1.51825	64.1
9 -1.676	0.39	1.93429	18.9
10 -5.048	0.10		
11 ∞	0.60	1.51965	75.0
12 ∞	1.16		
13 ∞	1.00	1.51825	64.1

14	∞	0.03	1.5119	64.1
15	∞	1.00	1.61379	50.2
16	∞	0.00		

图 13 表示第 3 实施例的物镜光学系统的剖面图。

第 3 实施例是采用了每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件的内窥镜装置的实施例。

物距 4mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 为 9.2%，物距 50mm 处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 为 10.6%。

并且，光轴上的分辨率为 25 条/mm 以上的物体侧的范围为 3.7~7.6mm，光轴上的分辨率为 2 条/mm 以上的物体侧的范围为 0~85mm。

并且，物距为 4mm 时的分辨率为 $30 \mu m$ ，物距为 50mm 时的分辨率为 0.28mm。

所以，第 3 实施例的内窥镜装置满足以下条件。

也就是说，该内窥镜装置具有：固定焦点式摄像单元，利用物镜光学系统来对物体的像进行成像，利用在物镜光学系统的成像面附近对每个像素配置了滤色器的固体摄像器件来取得图像信号；以及，电路系统，用于对从固体摄像器件发送来的图像信号进行处理。该内窥镜装置中，固体摄像器件满足条件式 (1)，物镜光学系统满足条件式 (2) 和条件式 (3)，从物镜光学系统到物体的距离为 4mm 时，具有 $35 \mu m$ 以上的分辨率，从物镜光学系统到物体的距离为 50mm 时，具有 0.45mm 以上的分辨率。

条件式 (1) $300 < IH/P < 550$

条件式 (2) $300 < F1/P < 550$

条件式 (3) $2400 \times P < F_{no.} < 4200 \times P$

式中，

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距 (mm)

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离 (mm)

F1: 物镜光学系统的焦距 (mm)

Fno.: 物镜光学系统的有效 F 数字

第 3 实施例是 IH/P, F1/P, Fno.的各参数在上述条件式 (1)、条件式 (2)、条件式 (3) 中规定的范围内的上限附近的例子。

第 3 实施例的内窥镜装置, 虽然近点侧的景深成为 4.2mm, 稍为难于接近, 但在 4.2mm 处获得 $27\ \mu\text{m}$ 的分辨率, 能够充分满足本发明的目的。并且, 固体摄像器件的像素数较多, 所以, 具有能够获得高精细的图像的特征。

[第 4 实施例]

对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件

IH=1.32mm P=0.004mm IH/P=330

物镜光学系统

F1=1.27394mm Fno.=10.326 $2\omega=125.9^\circ$

F1/P=318 $2400\times P=9.6$ $4200\times P=16.8$

面 No.	R	D	Ne	Vd
1	∞	0.20	1.57392	53.0
2	0.422	0.21		
3	2.189	0.49	1.81264	25.4
4	∞ (光圈)		0.03	
5	∞	0.60	1.48915	70.2
6	-0.731	0.15		
7	∞	0.63	1.54212	59.5
8	-0.705	0.21	1.81264	25.4
9	-1.342	0.82		
10	∞	0.60	1.51825	64.1
11	∞	0.03		
12	∞	1.80	1.51825	64.1
13	∞	0.00		

图 14 示出第 4 实施例的物镜光学系统的剖面图。

第4实施例是采用对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件的内窥镜装置的实施例。

物距4mm处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的MTF为24.8%，
物距50mm处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的MTF为11.5%。

光轴上的分辨率为25条/mm以上的物体侧的范围为3.2~3.9mm，光轴上的分辨率为2条/mm以上的物体侧的范围为0~55mm。

并且，物距为4mm时的分辨率为 $38 \mu\text{m}$ ，物距为50mm时的分辨率为0.47mm。

所以，第4实施例的内窥镜装置能够满足以下条件。

也就是说，具有由物镜光学系统以及对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件构成的固定焦点式摄像单元的内窥镜中，固体摄像器件满足条件式(1)，物镜光学系统满足条件式(2)和条件式(3)，在物镜光学系统的物距4mm处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的MTF、以及物距50mm处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 下的光轴上的MTF均成为10%以上的位置，配置有固体摄像器件的摄像面。

条件式(1) $300 < IH/P < 550$

条件式(2) $300 < F1/P < 550$

条件式(3) $2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$

式中，

P：固体摄像器件的水平方向像素间距（mm）

IH：从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离（mm）

F1：物镜光学系统的焦距（mm）

Fno.：物镜光学系统的有效F数字

并且，第4实施例的内窥镜装置满足以下条件。

也就是说，具有至少包括固定焦点式摄像单元的内窥镜和显示由摄像单元取得的图像的显示机构的内窥镜装置中，摄像单元包括：对每个像素配置滤色器、且满足条件式(1)的固体摄像器件；以及，满足条件式(2)和条件式(3)的物镜光学系统。当设显示机构上所显示的图像

的中心处的分辨率为 25 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 d1, 显示机构上所显示的图像的中心处的分辨率为 2 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 d2 时, 将固体摄像器件的摄像面在物镜光学系统的成像位置附近配置成如下: 从构成摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 3.5mm 的位置上的光轴上的物点, 包含在 d1 和 d2 两者中; 从构成摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 50mm 的位置上的物点, 仅包括在 d2 中。

条件式(1) $300 < IH/P < 550$

条件式(2) $300 < F1/P < 550$

条件式(3) $2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$

式中,

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距 (mm)

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离 (mm)

F1: 物镜光学系统的焦距 (mm)

Fno.: 物镜光学系统的有效 F 数字

第 4 实施例是 IH/P, F1/P, Fno. 的各个参数在上述条件式(1)、条件式(2)、条件式(3)中规定的范围内的下限附近的例子。

第 4 实施例的内窥镜装置, 在 3.3mm 处获得 32 μ m 的分辨率。与满足上述条件式(1)'、条件式(2)'、条件式(3)'的情况相比, 虽然分辨率稍稍降低, 但能够充分满足本发明的目的。

并且, 由于固体摄像器件的像素数可以较少, 所以, 具有内窥镜插入部的外径容易减小、前端硬质部分长度容易缩短的优点。

[第 5 实施例]

对每个像素分别生成亮度信号的固体摄像器件

IH=1.05mm P=0.0035mm IH/P=300

物镜光学系统

Fl=1.04272mm Fno.=8.625 $2\omega=133.7^\circ$

Fl/P=298 $1600\times P=5.6$ $2800\times P=9.8$

面 No.R	D	Ne	Vd
1 ∞	0.35	1.88814	40.8
2 0.557	0.50		
3 2.469	1.14	1.73234	54.7
4 -1.065	0.07		
5 ∞ (光圈)	0.03		
6 ∞	0.35	1.51563	75.0
7 ∞	0.03		
8 ∞	0.35	1.51563	75.0
9 ∞	0.32		
10 3.740	0.80	1.73234	54.7
11 -0.949	0.20	1.85504	23.8
12 -9.773	0.48		
13 ∞	0.86	1.51825	64.1
14 ∞	0.01	1.51193	63.0
15 ∞	0.70	1.52207	60.0
16 ∞	0.00		

图 15 示出第 5 实施例的物镜光学系统的剖面图。

第 5 实施例是采用了每个像素生成亮度信号的固体摄像器件的内窥镜装置的实施例。

物距 4mm 处的空间频率 $1/(2\times P)$ 下的光轴上的 MTF 为 14.3%，物距 50mm 处的空间频率 $1/(2\times P)$ 下的光轴上的 MTF 为 11.6%。

光轴上的分辨率为 25 条/mm 以上的物体侧的范围为 3.2~5.5mm，光轴上的分辨率为 2 条/mm 以上的物体侧的范围为 0~80mm。

并且，物距为 4mm 时的分辨率为 $29\mu\text{m}$ ，物距为 50mm 时的分辨率

为 0.34mm。

所以，第 5 实施例的内窥镜装置满足以下条件。

也就是说，具有由物镜光学系统以及对每个像素生成亮度信号的固体摄像器件构成的固定焦点式摄像单元的内窥镜中，固体摄像器件满足条件式（4），物镜光学系统满足条件式（5）和条件式（6），在物镜光学系统的物距 4mm 处的空间频率 $1/(2 \times P)$ 下的光轴上的 MTF、以及物距 50mm 处的空间频率 $1/(2 \times P)$ 下的光轴上的 MTF 均成为 10% 以上的位置，配置有固体摄像器件的摄像面。

条件式（4） $200 < IH/P < 360$

条件式（5） $200 < F1/P < 360$

条件式（6） $1600 \times P < Fno. < 2800 \times P$

式中，

P：固体摄像器件的水平方向像素间距（mm）

IH：从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离（mm）

F1：物镜光学系统的焦距（mm）

Fno.：物镜光学系统的有效 F 数字

并且，第 5 实施例的内窥镜装置满足以下条件。

也就是说，具有由至少包括固定焦点式摄像单元的内窥镜和显示由摄像单元取得的图像的显示机构的内窥镜装置中，摄像单元包括：对每个像素生成亮度信号、且满足条件式（4）的固体摄像器件；以及，满足条件式（5）和条件式（6）的物镜光学系统。当设显示机构上所显示的图像的中心处的分辨率为 25 条/mm 以上的上述摄像单元的物体侧的范围为 d1，显示机构上所显示的图像的中心处的分辨率为 2 条/mm 以上的摄像单元的物体侧的范围为 d2 时，将固体摄像器件的摄像面在物镜光学系统的成像位置附近处配置成如下：从构成摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 3.5mm 的位置上的光轴上的物点，包含在 d1 和 d2 两者中；从构成摄像单元的物镜光学系统的最接近物体侧的面离开 50mm 的位置上的物点，仅包括在 d2 中。

条件式(4) $200 < IH/P < 360$

条件式(5) $200 < F1/P < 360$

条件式(6) $1600 \times P < Fno. < 2800 \times P$

式中,

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距 (mm)

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离 (mm)

F1: 物镜光学系统的焦距 (mm)

Fno.: 物镜光学系统的有效 F 数字

并且, 第 5 实施例的内窥镜装置满足以下条件。

也就是说, 该内窥镜装置具有: 固定焦点式摄像单元, 利用物镜光学系统来对物体的像进行成像, 利用在物镜光学系统的成像面附近对每个像素配置了生成亮度信号的彩色固体摄像器件来取得图像信号; 以及, 电路系统, 用于对从固体摄像器件发送来的图像信号进行处理。在该内窥镜装置中, 固体摄像器件满足条件式(4), 物镜光学系统满足条件式(5)和条件式(6), 从物镜光学系统到物体的距离为 4mm 时, 具有 $35 \mu m$ 以上的分辨率, 从物镜光学系统到物体的距离为 50mm 时, 具有 0.45mm 以上的分辨率。

条件式(4) $200 < IH/P < 360$

条件式(5) $200 < F1/P < 360$

条件式(6) $1600 \times P < Fno. < 2800 \times P$

式中,

P: 固体摄像器件的水平方向像素间距 (mm)

IH: 从固体摄像器件的显示区内的中心到最远位置的距离 (mm)

F1: 物镜光学系统的焦距 (mm)

Fno.: 物镜光学系统的有效 F 数字

第 5 实施例的内窥镜装置, 具有如下特征: 由于使用了对每个像素生成亮度信号的固体摄像器件, 所以, 通过对照明光或物镜光学系统内的滤光器采取措施, 能够很容易用于荧光观察、红外光观察和窄带光观

察的特殊光观察。

并且，由于第 5 实施例的内窥镜装置使用了对每个像素生成亮度信号的固体摄像器件，所以，与使用了对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件的内窥镜相比，用较少的像素数即可构成同样规格的摄像单元。所以，有利于减小内窥镜插入部的外径、缩短前端硬质部分的长度。

并且，近几年，如图 18 所示，有的固体摄像器件的结构是对像素排列的水平方向的每行，将像素的位置相对于水平方向的像素间距 PH 偏离 PH/2 来配置。根据现已发表的报告，在这样的固体摄像器件的情况下，亮度信号的生成方法不同于像素纵横排列成格子状的现有的固体摄像器件，输出的图像信号的分辨率与像素纵横排列成格子状的现有的固体摄像器件的 1.6 倍的像素数相同（日本写真学会杂志 63（3），1-5（2000 年）。

所以，在图 18 中，当倾斜方向的像素间距为 P' 时，利用以下计算式，换算成水平方向的像素间距 P ，即可适用于本发明的内窥镜和内窥镜装置。

$$P=P' \times \sqrt{1.6}。$$

以下，考虑使用 3 个固体摄像器件来生成一个图像信号的方式的所谓三板式摄像单元。

在三板式中，来自被摄体的光通过棱镜而被分成 3 种，被分配成分别与 R、G、B（红、绿、蓝）三原色相对应的固体摄像器件。在各固体摄像器件中，生成与每个像素相对应的颜色的亮度信号。并且，从 R 亮度信号、G 亮度信号、B 亮度信号这三个中取得一个亮度信号和一个色信息。这时 IH/P ， $F1/P$ ， Fno 值在三个固体摄像器件中全都是相同的值。

所以，在三板式的情况下，如果同样看成是对每个像素生成亮度信号的固体摄像器件，则能够适用于本发明的内窥镜和内窥镜装置。

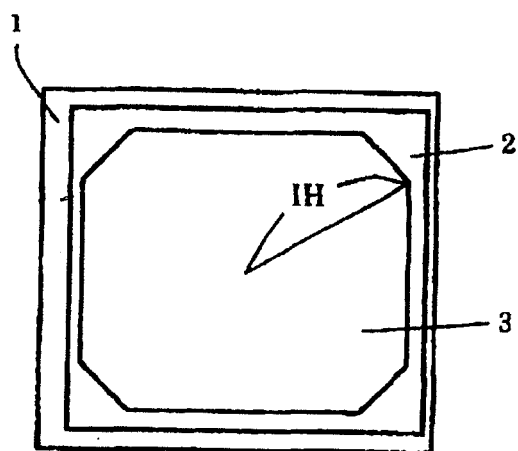


图1

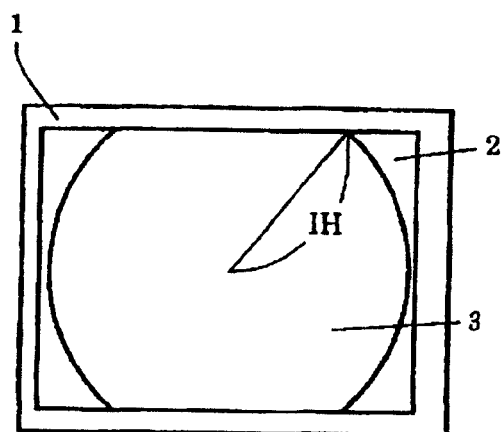


图2

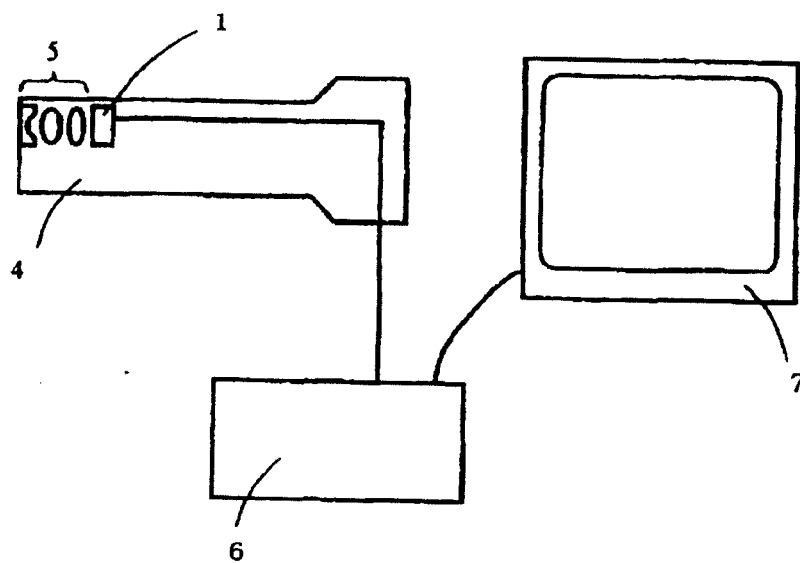


图3

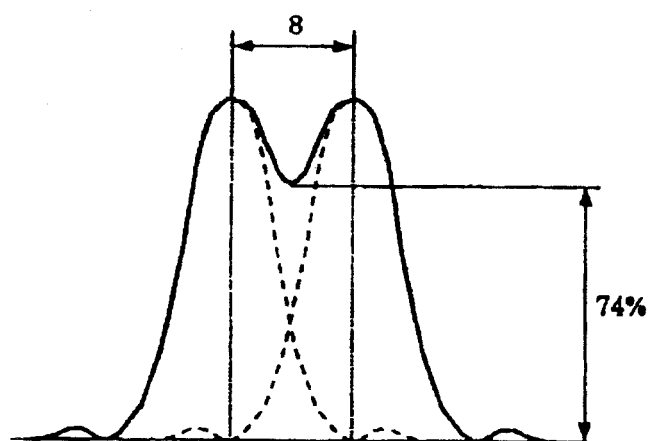


图4

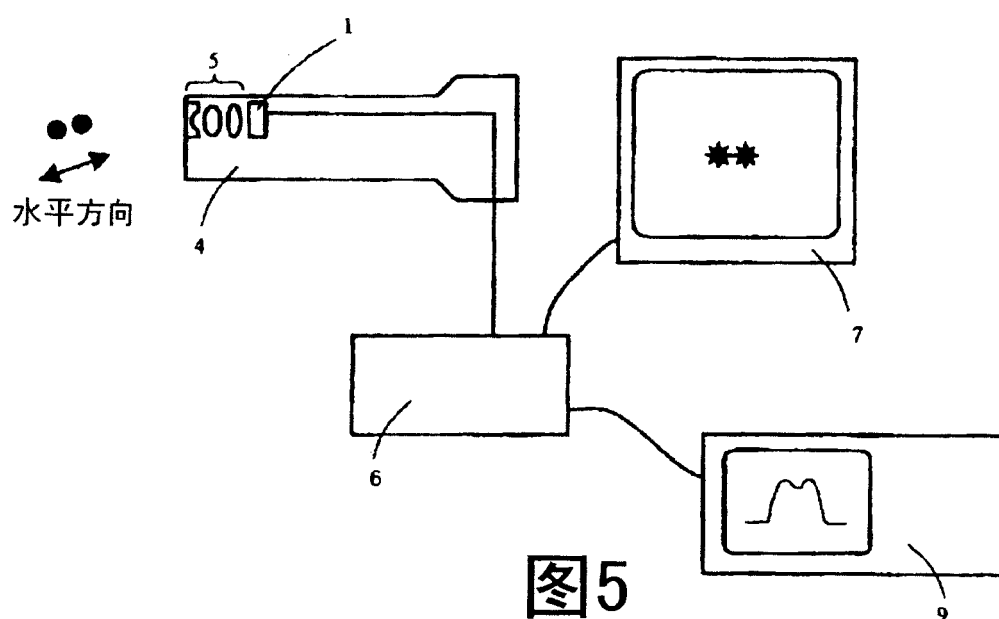


图5

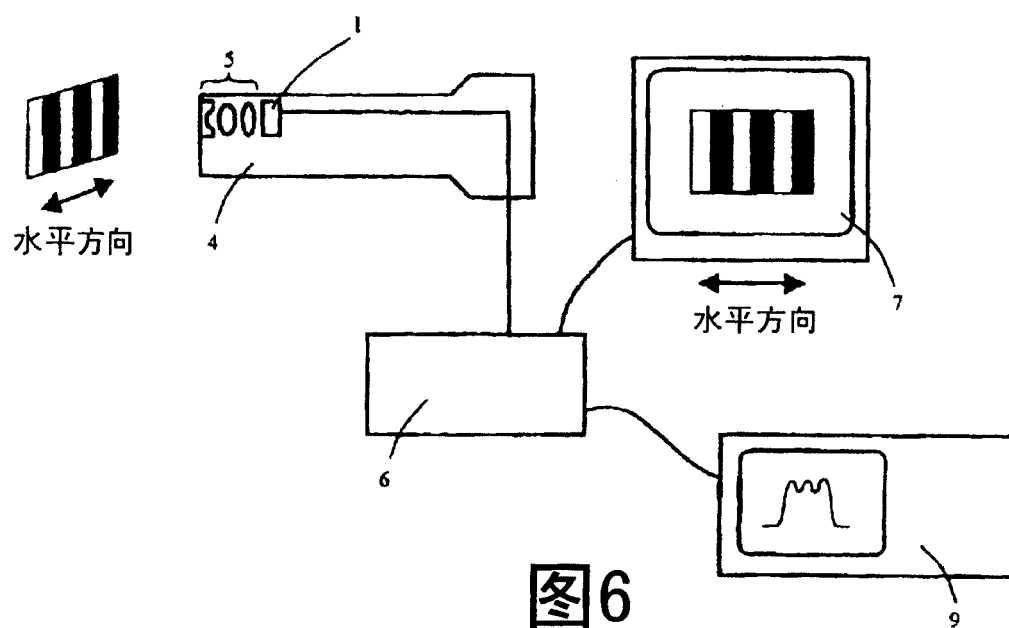


图6

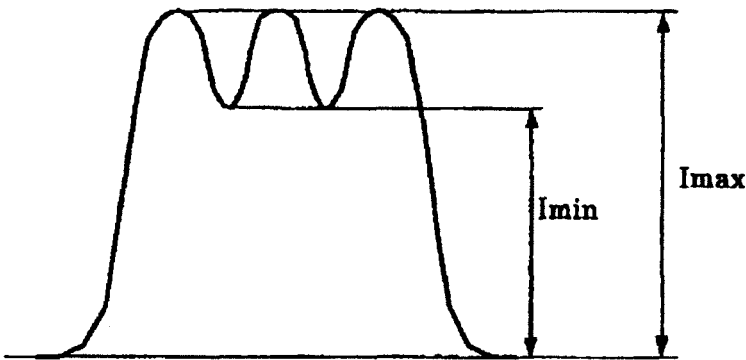


图7

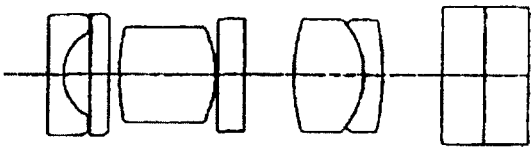


图8

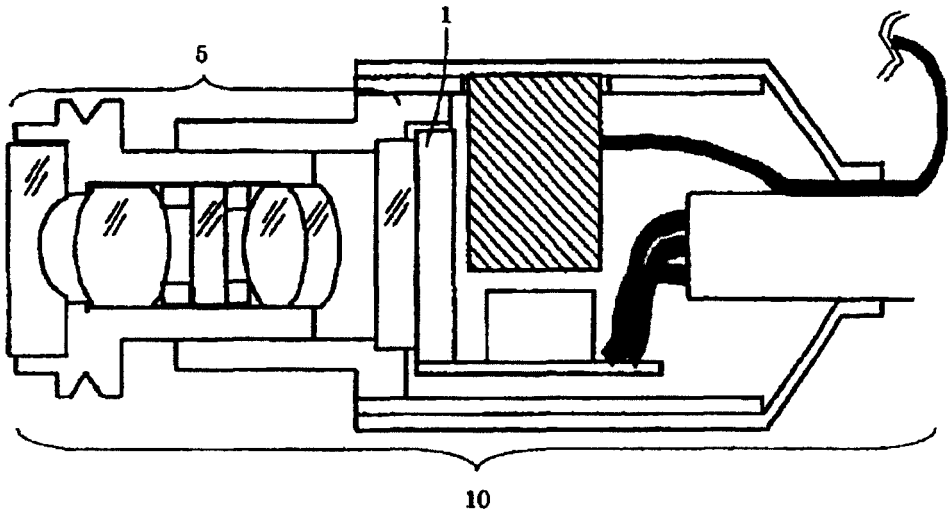


图9

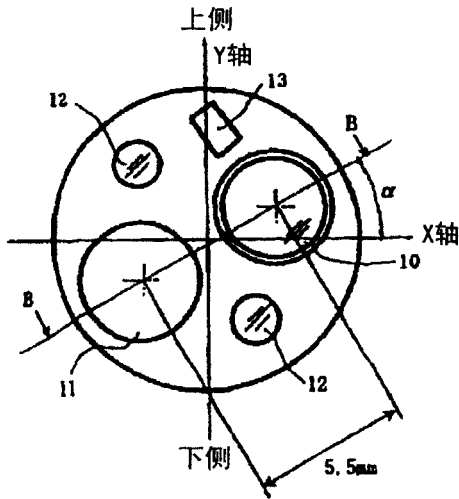


图10

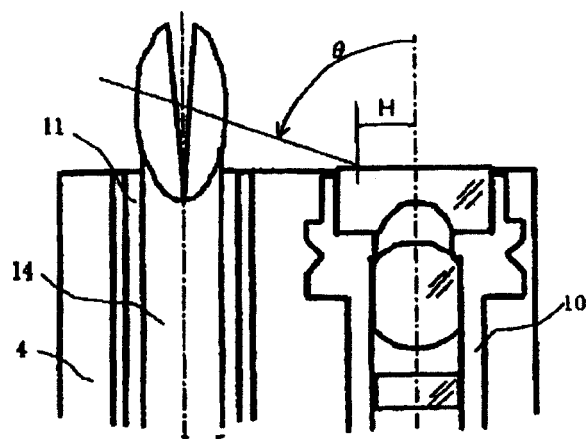


图11

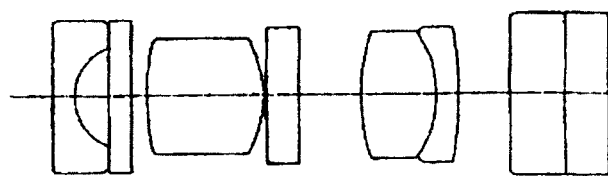


图12

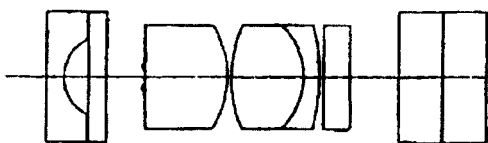


图13

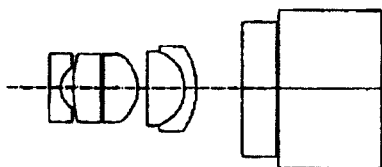


图14

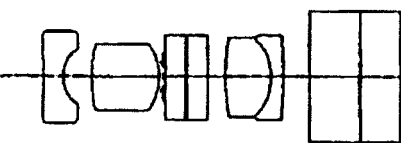


图15

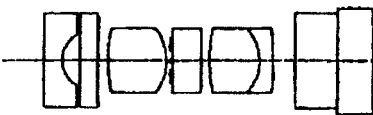


图16

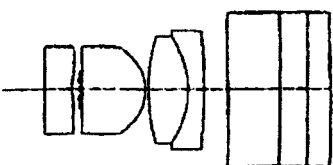


图17

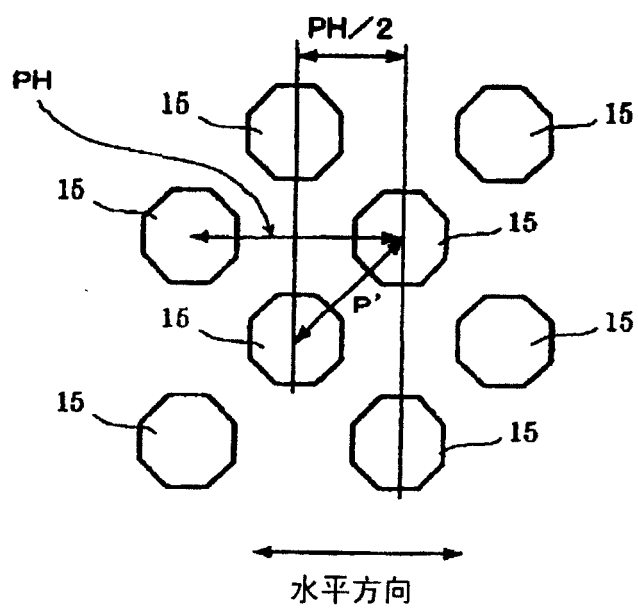


图18

专利名称(译)	内窥镜及内窥镜装置		
公开(公告)号	CN100496381C	公开(公告)日	2009-06-10
申请号	CN200580015554.8	申请日	2005-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	加藤贵之 灸井一裕		
发明人	加藤贵之 灸井一裕		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/26 A61B1/00 G02B13/24		
CPC分类号	A61B1/00096 G02B23/24 G02B23/243 A61B1/04		
代理人(译)	胡建新		
优先权	2004145578 2004-05-14 JP		
其他公开文献	CN1953698A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种如下的内窥镜和内窥镜装置：能够进行筛选和顺利接近希望放大观察的部位，不进行变焦等烦杂的操作，即可接近到离被摄体3-4mm处进行放大观察。为此，本内窥镜具有由物镜光学系统(5)和对每个像素配置了滤色器的彩色固体摄像器件(1)构成的固定焦点式摄像单元，该固体摄像器件满足条件式1，即 $300 < IH/P < 550$ ，物镜光学系统满足条件式2，即 $300 < FI/P < 550$ ，以及条件式3，即 $2400 \times P < Fno. < 4200 \times P$ ，在物镜光学系统离物距4mm处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 的光轴上的MTF、和物距50mm处的空间频率 $1/(3 \times P)$ 的光轴上的MTF均成为10%的位置，配置固体摄像器件的摄像面。

