



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102188219 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 15

(21) 申请号 201110066302. 5

(22) 申请日 2011. 03. 18

(30) 优先权数据

2010-062887 2010. 03. 18 JP

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 佐佐木宽

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

G02B 23/24(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5764292 A, 1998. 06. 09, 说明书第 1 栏第 47 行 - 第 2 栏第 60 行, 第 3 栏第 41-59 行, 附图 3-5.

US 5764292 A, 1998. 06. 09, 说明书第 1 栏第

47 行 - 第 2 栏第 60 行, 第 3 栏第 41-59 行, 附图 3-5.

CN 101258740 A, 2008. 09. 03, 说明书第 20 页第 1 段 - 第 21 页第 2 段, 附图 21-23.

CN 101621956 A, 2010. 01. 06, 说明书第 2 页第 3 段 - 第 5 页第 2 段, 说明书第 8 页最后一段 - 第 9 页第 1 段, 摘要.

CN 1678239 A, 2005. 10. 05, 说明书摘要, 说明书第 6 页第 25 行 - 第 7 页 30 行.

US 4902115 A, 1990. 02. 20, 全文.

EP 1527730 A1, 2005. 05. 04, 全文.

CN 1953697 A, 2007. 04. 25, 说明书第 6 页第 1 段 - 第 10 页倒数第 2 段, 附图 1-18.

审查员 任晓帅

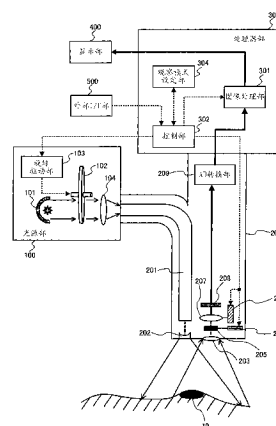
权利要求书 3 页 说明书 15 页 附图 20 页

(54) 发明名称

内窥镜系统、摄像装置以及控制方法

(57) 摘要

内窥镜系统、摄像装置以及控制方法。本发明的课题是在考虑到衍射极限的影响的基础上, 即能拍摄摄像元件所具备的分辨率的图像, 又能扩大景深宽度。作为解决手段, 内窥镜系统具有: 具有光学系统和摄像元件的摄像部 (200); 设定观察模式的观察模式设定部 (304); 根据观察模式来对光圈状态进行选择控制的光圈控制部 (204); 以及对摄像部 (200) 拍摄的摄像图像实施图像处理的图像处理部 (301), 在第一观察模式下, 光圈控制部 (204) 选择由光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率低于摄像元件所确定的分辨率的第一光圈状态; 在第二观察模式下, 光圈控制部 (204) 选择由光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率大于等于由摄像元件确定的分辨率的第二光圈状态。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:
摄像部,其具有光学系统和摄像元件;
观察模式设定部,其设定被摄体的观察模式;
光圈控制部,其根据由所述观察模式设定部设定的所述观察模式,对光圈状态进行选择控制;以及
图像处理部,其对由所述摄像部拍摄的摄像图像实施图像处理,
在所述观察模式为第一观察模式的情况下,所述光圈控制部选择由所述光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率低于由所述摄像元件确定的分辨率的第一光圈状态,
在所述观察模式为第二观察模式的情况下,所述光圈控制部选择由所述光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率大于等于由所述摄像元件确定的分辨率的第二光圈状态,
其中,所述第一观察模式是远景观察模式,所述第二观察模式是近景观察模式。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,在所述观察模式为所述第一观察模式的情况下,所述图像处理部进行与所述观察模式为所述第二观察模式时相比更减少高频的图像处理。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,在所述观察模式为所述第一观察模式的情况下,所述图像处理部进行与所述观察模式为所述第二观察模式时相比增大了噪声降低量的图像处理。
4. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,在所述观察模式为所述第二观察模式的情况下,所述图像处理部进行强调规定的高频频带的轮廓强调处理,在所述观察模式为所述第一观察模式的情况下,所述图像处理部进行强调频率比所述规定的高频频带低的频带的轮廓强调处理。
5. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其特征在于,
该内窥镜系统具有根据所述摄像图像来检测病变位置的病变位置检测部,
在检测到所述病变位置的情况下,所述观察模式设定部将所述观察模式设定为所述第二观察模式。
6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述图像处理部获得第一摄像图像,该第一摄像图像包含具有特定波段中的信息的被摄体像,该特定波段与白色光的波段相比为窄波段,
所述病变位置检测部根据所述第一摄像图像,检测所述病变位置。
7. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,
该内窥镜系统具有将焦点对准规定位置的对焦位置控制部,
在所述观察模式为所述第二观察模式的情况下,所述对焦位置控制部进行焦点位置的控制。
8. 根据权利要求7所述的内窥镜系统,其特征在于,所述对焦位置控制部将焦点对准预先确定的固定位置。
9. 根据权利要求7所述的内窥镜系统,其特征在于,所述对焦位置控制部将焦点对准所述病变位置。
10. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,
该内窥镜系统具有将焦点对准规定位置的对焦位置控制部,

所述图像处理部获得第一摄像图像和第二摄像图像,该第一摄像图像包含具有特定波段中的信息的被摄体像,该特定波段与白色光的波段相比为窄波段,该第二摄像图像包含具有白色光的波段中的信息的被摄体像,

所述第二摄像图像是包含在所述第一摄像图像中检测出的所述病变位置的图像,

所述对焦位置控制部根据所述第二摄像图像的规定区域的对比度来对准焦点。

11. 根据权利要求 10 所述的内窥镜系统,其特征在于,

该内窥镜系统具有放大显示所拍摄的图像的电子变焦部,

所述电子变焦部以规定倍率放大显示所述第二摄像图像中的、包含由所述对焦位置控制部对准了焦点的所述病变位置在内的周边区域。

12. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,所述图像处理部取得第一摄像图像和第二摄像图像,该第一摄像图像包含具有特定波段中的信息的被摄体像,该特定波段与白色光的波段相比为窄波段,该第二摄像图像包含具有白色光的波段中的信息的被摄体像。

13. 根据权利要求 12 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一摄像图像和所述第二摄像图像是拍摄了生物体内的生物体内图像,

所述生物体内图像所包含的所述特定波段是被血液中的血红蛋白吸收的波段。

14. 根据权利要求 13 所述的内窥镜系统,其特征在于,所述特定波段是 390 纳米~445 纳米或 530 纳米~550 纳米。

15. 根据权利要求 12 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一摄像图像和所述第二摄像图像是拍摄了生物体内的生物体内图像,

所述生物体内图像所包含的所述特定波段是荧光物质所发出的荧光的波段。

16. 根据权利要求 15 所述的内窥镜系统,其特征在于,所述特定波段是 490 纳米~625 纳米的波段。

17. 根据权利要求 12 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述第一摄像图像和所述第二摄像图像是拍摄了生物体内的生物体内图像,

所述生物体内图像所包含的所述特定波段是红外光的波段。

18. 根据权利要求 17 所述的内窥镜系统,其特征在于,所述特定波段是 790 纳米~820 纳米或 905 纳米~970 纳米的波段。

19. 一种控制方法,其特征在于,

设定被摄体的观察模式,

在所述观察模式为第一观察模式的情况下,作为光圈值,选择由光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率低于由摄像元件确定的分辨率的第一光圈状态,

在所述观察模式为第二观察模式的情况下,作为所述光圈值,选择由所述光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率大于等于由所述摄像元件确定的分辨率的第二光圈状态,

其中,所述第一观察模式是远景观察模式,所述第二观察模式是近景观察模式。

20. 一种摄像装置,其特征在于,其具有:

摄像部,其具有光学系统和摄像元件;

观察模式设定部,其设定被摄体的观察模式;以及

光圈控制部,其根据由所述观察模式设定部设定的所述观察模式,对光圈值进行选择

控制，

在所述观察模式为第一观察模式的情况下，所述光圈控制部选择由所述光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率低于由所述摄像元件确定的分辨率的第一光圈状态，作为所述光圈值，

在所述观察模式为第二观察模式的情况下，所述光圈控制部选择由所述光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率大于等于由所述摄像元件确定的分辨率的第二光圈状态，作为所述光圈值，

其中，所述第一观察模式是远景观察模式，所述第二观察模式是近景观察模式。

内窥镜系统、摄像装置以及控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜系统、摄像装置以及控制方法等。

背景技术

[0002] 在内窥镜那样的摄像装置中,为了不对医生的诊断带来妨碍,对于在体腔内拍摄的图像,要求实现泛焦的图像。因此内窥镜使用光圈值(以下也称之为F值)较大的光学系统来加深景深,从而实现这样的性能。

[0003] 另一方面,近些年来在内窥镜系统中逐渐开始使用几十万像素左右的高像素的摄像元件。当光学系统固定的情况下,其景深是根据容许弥散圆的大小来确定的,但由于高像素的摄像元件中容许弥散圆与像素节距都很小,因而摄像装置的景深变小。这种情况下,虽然可考虑通过增大光学系统的光圈值来维持景深,但是光学系统会变暗且噪声增加,由此导致画质变差。另外,如果光圈值增大,则衍射的影响也会增大,成像性能会变差,因而会产生即便提高了摄像元件的像素,也无法取得较高分辨率的图像的问题。

[0004] 在日本特开平 10-225427 号公报中公开了在存在有上述问题且具有可变光圈的内窥镜系统中兼顾景深和光量的例子。

[0005] 在日本特开平 10-225427 号公报的技术中,为了取得实用的景深,伴随该光圈值的变更,将容许弥散圆的大小设定得较大,将摄像元件的读出像素尺寸变更为与所述容许弥散圆同等的尺寸。这样就能在希望确保光量的较暗的被摄体的情况下,同时确保充足的光量和景深。

[0006] 另外,日本特开平 8-181909 号公报公开了抑制根据光圈值而产生变化的分辨率变化的例子。在该例子中,在减小光学系统的光圈值的情况下减弱轮廓强调,在增大光学系统的光圈值的情况下加强轮廓强调,从而能与光圈值无关地取得固定的分辨率。

[0007] 【专利文献 1】日本特开平 10-225427 号公报

[0008] 【专利文献 2】日本特开平 8-181909 号公报

[0009] 日本特开平 10-225427 号公报的方法以荧光像的观察为前提,通常荧光像并不需要较高的分辨率,因此在该假设成立时,方法是有效的。然而在白色光照明下,分辨率与景深同样应被重视,如果摄像元件的像素节距变小,则即使为了收敛于作为实用景深的容许弥散圆而增大F值,该弥散圆由于衍射的影响也不会收敛于所述容许弥散圆以下,成为无法得到原本摄像元件所具备的分辨率的状态。日本特开平 10-225427 号公报的方法在这种条件下根本无法发挥作用。

[0010] 通过把日本特开平 8-181909 号公报的方法应用于以无法忽视所述衍射影响的F值拍摄的摄像图像,能一定程度地恢复分辨率,但是会产生这样的问题:由于其原本就不具备对于高频成分充分的能量,因此会成为极端地提升高频的处理,噪声会增大。

发明内容

[0011] 根据本发明的若干方面,能够提供如下所述的内窥镜系统、控制方法、摄像装置

等：在考虑到衍射极限的影响的基础上，既能够拍摄摄像元件所具备的分辨率的图像，又能够扩大景深宽度。

[0012] 另外，根据本发明的若干方面，能够提供如下所述的内窥镜系统、控制方法、摄像装置等：具备可变光圈，在使用了如下像素节距的摄像元件的情况下，也能拍摄原本摄像元件所具备的分辨率的图像，而且不会增大噪声，其中，上述像素节距是：为了得到实用的景深而增大 F 值时，其弥散圆由于衍射的影响而无法收敛于作为目标的容许弥散圆以下。

[0013] 本发明的一个方面涉及内窥镜系统，其具有：摄像部，其具有光学系统和摄像元件；观察模式设定部，其设定被摄体的观察模式；光圈控制部，其根据由所述观察模式设定部设定的所述观察模式，对光圈状态进行选择控制；以及图像处理部，其对由所述摄像部所拍摄的摄像图像实施图像处理，在所述观察模式为第一观察模式的情况下，所述光圈控制部选择由所述光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率低于由所述摄像元件确定的分辨率的第一光圈状态，在所述观察模式为第二观察模式的情况下，所述光圈控制部选择由所述光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率大于等于由所述摄像元件确定的分辨率的第二光圈状态。

[0014] 在本发明的一个方面中，设定观察模式，在第一观察模式中选择第一光圈状态，在第二观察模式中选择第二光圈状态。在第一光圈状态中，由光学系统的光圈的衍射极限所确定的分辨率低于由摄像元件确定的分辨率。另外，在第二光圈状态中，由光学系统的光圈的衍射极限所确定的分辨率大于等于由摄像元件确定的分辨率。

[0015] 因此能够按照观察模式适当地确定光圈状态，作为光圈状态，能够设定：较强地受到衍射极限的影响而分辨率变低的状态；和不受到衍射极限的影响而分辨率保持得较高的状态。

[0016] 本发明的另一方面涉及控制方法，其中，设定被摄体的观察模式，在所述观察模式为第一观察模式的情况下，作为光圈值，选择由光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率低于由摄像元件确定的分辨率的第一光圈状态，在所述观察模式为第二观察模式的情况下，作为所述光圈值，选择由所述光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率大于等于由所述摄像元件确定的分辨率的第二光圈状态。

[0017] 根据本发明的另一方面，能实现下述控制方法：按照观察模式适当地确定光圈状态，作为光圈状态，可设定较强地受到衍射极限的影响而分辨率变低的状态和不受到衍射极限的影响而分辨率保持得较高的状态。

[0018] 本发明的又一方面涉及摄像装置，其具有：摄像部，其具有光学系统和摄像元件；观察模式设定部，其设定被摄体的观察模式；以及光圈控制部，其根据由所述观察模式设定部设定的所述观察模式，对光圈值进行选择控制，在所述观察模式为第一观察模式的情况下，所述光圈控制部选择由所述光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率低于由所述摄像元件确定的分辨率的第一光圈状态，作为所述光圈值，在所述观察模式为第二观察模式的情况下，所述光圈控制部选择由所述光学系统的光圈的衍射极限确定的分辨率大于等于由所述摄像元件确定的分辨率的第二光圈状态，作为所述光圈值。

[0019] 根据本发明的又一方面，能实现下述的摄像装置：可按照观察模式适当地确定光圈状态，作为光圈状态，能够设定较强地受到衍射极限的影响而分辨率变低的状态和不受到衍射极限的影响而分辨率保持得较高的状态。

附图说明

[0020] 图 1 的 (A) 是没有考虑衍射极限时的光的会聚的例子, (B) 是考虑到衍射极限时的光的会聚的例子。

[0021] 图 2 是艾里斑 (Airy disk) 直径 d 与 F 值 F 的关系图。

[0022] 图 3 是景深的说明图。

[0023] 图 4 是艾里斑直径 d 小于容许弥散圆的大小 $K \cdot P$ 的情况下的例子。

[0024] 图 5 的 (A) 是景深的远点的说明图, (B) 是景深的近点的说明图。

[0025] 图 6 是艾里斑直径 d 大于容许弥散圆的大小 $K \cdot P$ 的情况下的例子。

[0026] 图 7 的 (A) 是景深的远点的说明图, (B) 是景深的近点的说明图。

[0027] 图 8 是第一观察模式和第二观察模式的关系图。

[0028] 图 9 是 F 值的值 F 与容许弥散圆的大小的关系图。

[0029] 图 10 是景深宽度与 F 值的值 F 的关系图。

[0030] 图 11 是用于实现景深宽度 D 的 F 值的值 F 的说明图。

[0031] 图 12 是本实施方式的系统结构例。

[0032] 图 13 是旋转滤色器的结构例。

[0033] 图 14 是滤色器的分光特性。

[0034] 图 15 的 (A) 是选择远景观察模式时的光圈和容许弥散圆的说明图, (B) 是选择近景观察模式时的光圈和容许弥散圆的说明图。

[0035] 图 16 是图像处理部的结构例。

[0036] 图 17 是第一观察模式和第二观察模式中的图像数据的空间频率特性的例子。

[0037] 图 18 的 (A) 是基于拉普拉斯金字塔 (Laplacian pyramid) 的处理的说明图, (B) 是分割为多个频带的例子。

[0038] 图 19 是轮廓强调处理部的结构例。

[0039] 图 20 是轮廓强调处理的强调频率特性。

[0040] 图 21 是本实施方式的另一系统结构例。

[0041] 图 22 是旋转滤色器的另一结构例。

[0042] 图 23 是普通光图像用的滤色器的分光特性。

[0043] 图 24 是特殊光图像用的滤色器的分光特性。

[0044] 图 25 的 (A) 是拜尔排列的原色单板元件的说明图, (B) 是 R 信号的图像数据的说明图。

[0045] 图 26 是图像处理部的另一结构例。

[0046] 图 27 是显示图像生成部的结构例。

[0047] 图 28 是对焦位置控制部的结构例。

[0048] 符号说明

[0049] 100 光源部; 101 白色光源; 102 旋转滤色器; 103 旋转驱动部; 104 聚光透镜; 200 摄像部; 201 光纤; 202 照明透镜; 203 物镜; 204 可变光圈控制部; 205 可变光圈部; 206 焦点位置控制部; 207 焦点位置调整透镜; 208 摄像元件; 209A/D 转换部; 300 处理器部; 301 图像处理部; 302 控制部; 303 对焦位置控制部; 304 观察模式设定部; 310 预处理部; 311 选择

部 ;312 第一降噪处理部 ;313 同步处理部 ;314 颜色处理部 ;315 灰度转换处理部 ;316 第二降噪处理部 ;317 轮廓强调处理部 ;321 选择部 ;322 第一频带提取部 ;323 第二频带提取部 ;324 增益系数确定部 ;325 乘法器 ;326 加法器 ;350 预处理部 ;351 第一降噪处理部 ;352 同步处理部 ;353 颜色处理部 ;354 第二降噪处理部 ;355 选择部 ;356 病变位置检测部 ;357 显示图像生成部 ;360 选择部 ;361 区域提取部 ;362 电子变焦部 ;363 区域框合成部 ;364 区域提取部 ;365 亮度值计算部 ;366 对比度计算部 ;367 透镜移动量计算部 ;400 显示部 ;500 外部 I/F 部 ;601 滤色器 ;602 滤色器 ;603 滤色器 ;801 滤色器 ;802 滤色器 ;803 旋转电动机。

具体实施方式

[0050] 下面说明本实施方式。并且,以下说明的本实施方式并非用于不当地限定权利要求书所记载的本发明内容。另外,本实施方式所说明的所有结构并非都是本发明所必须的构成要件。

[0051] 1. 本实施方式的手法

[0052] 首先说明衍射极限和艾里斑。光由于具有波动的性质,因而存在衍射现象,因此即便光会聚于 1 点(焦点对准),也不会如图 1(A) 所示会聚于无限小的点,而是会如图 1(B) 所示具有某种程度的大小。该极限就称作衍射极限,会聚点的大小称作艾里斑。图 1(B) 中, d 表示艾里斑直径。

[0053] 越增大 F 值(越缩小光圈),则艾里斑直径 d 会变得越大,成为图 2 所示的关系。

[0054] 接着使用图 3 来详细地说明景深。在此,朝右的箭头表示正值的矢量,朝左的箭头表示负值的矢量。首先考虑在与光学系统的后侧焦点位置相距 XB' 的位置处配置了像素节距(1 个像素的纵横的尺寸)为 P 的摄像元件的情况。此时,光学系统在摄像元件的摄像面上成像性能最好的被摄体位置(对焦位置)被表示为与光学系统的前侧焦点位置相距 XB 的位置。当 XB' 确定时, XB 可根据如下的牛顿成像式被唯一地计算出来。此处, f 是光学系统的焦距。

[0055] $XB \cdot XB' = -f^2 \dots\dots (1)$

[0056] 当使被摄体从 XB 移动到 XN 的位置时,此时的像面位置 XN' 从摄像面向光学系统的反方向移动。然而,当摄像面上的弥散圆的直径比摄像装置的分辨力 $K \cdot P$ (其中 K 是根据滤波器排列方式和插值处理而确定的系数)小的情况下, XN 的物体可看作是已对焦。将此时的分辨率 $K \cdot P$ 作为容许弥散圆。

[0057] 将摄像面上的弥散圆直径小于等于 $K \cdot P$ 的范围定义为近点侧的景深,将弥散圆直径与 $K \cdot P$ 一致的被摄体位置称作近点。此后将近点位置表示为与前侧焦点位置相距 XN 的位置。远点侧关于景深的定义也相同,将远点侧的弥散圆直径与 $K \cdot P$ 一致的被摄体位置称作远点。此后将远点的位置表示为与前侧焦点位置相距 XF 的位置。

[0058] 关于被摄体处于近点时摄像面上的弥散圆的直径,可以使用光学系统的数值孔径 $NA' = \sin(u')$ (其中, u' 是图 3 所示射入摄像面的光线与光轴所成的角),由弥散圆直径 $= 2(XN' - XB') \cdot NA'$ 近似得出。

[0059] 由于近点处弥散圆的直径与 $K \cdot P$ 一致,因此下式 (2) 成立。

[0060] $2(XN' - XB') \cdot NA' = K \cdot P \dots\dots (2)$

[0061] 使用作为 F 值与数值孔径的关系式的下式 (3) 对上式 (2) 进行变形,得到下式

(4)。其中 F 是光学系统的 F 值。

$$[0062] \quad F = \frac{1}{2NA'} \quad \dots\dots(3)$$

$$[0063] \quad XN' - XB' = K \cdot P \cdot F \dots\dots(4)$$

[0064] 进而使用 (1) 式所示的牛顿式对 (4) 式进行变形时, 式 (5) 所示近点侧的景深的关系式成立。

$$[0065] \quad \frac{1}{XB} - \frac{1}{XN} = \frac{K \cdot P \cdot F}{f^2} \quad \dots\dots(5)$$

[0066] 如果采用与近点侧相同的方法来计算远点侧的景深的关系式, 则可得如下的式 (6)。

$$[0067] \quad \frac{1}{XF} - \frac{1}{XB} = \frac{K \cdot P \cdot F}{f^2} \quad \dots\dots(6)$$

[0068] 上式 (5)、(6) 还可以进行如下变形, 使用它们可以计算出近点位置 XN 和远点位置 XF。

$$[0069] \quad XN = \frac{f^2 \cdot XB}{f^2 - KPF \cdot XB} \quad \dots\dots(7)$$

$$[0070] \quad XF = \frac{f^2 \cdot XB}{f^2 + KPF \cdot XB} \quad \dots\dots(8)$$

[0071] 上式 (7)、(8) 表示出下述情况: 在光学系统的焦距 f、F 值 F、系数 K、对焦位置 XB 固定的情况下, 随着摄像装置的分辨力 K·P 变小, 近点和远点接近对焦位置, 景深的宽度变小。

[0072] 反之还表示出: 若将摄像装置的分辨力 K·P 的 K 或 F 值 F 设定得较大, 则景深的宽度会变大。在本实施方式中, 考虑这样的办法: K 固定, 通过改变 F 来改变景深。

[0073] 接着说明容许弥散圆与艾里斑的关系。如图 4 所示, 当艾里斑直径 d 比容许弥散圆的大小 K·P 小的情况下, 如图 5(A) 和图 5(B) 所示, 可通过上述方式求出景深。

[0074] 另一方面, 如图 6 所示, 当艾里斑直径 d 比容许弥散圆的大小 K·P 大的情况下, 景深不是通过 K·P 而是通过 d 来确定的。如图可知, 这是由于弥散圆的大小大于等于 d, 因此即使在对焦的状态下, 也不会小于等于 K·P。亦即, 此时容许弥散圆的大小并非 K·P 而是 d。

[0075] 由于容许弥散圆变大, 因此分辨力会降低 (解像度降低), 而如图 7(A)、图 7(B) 所示, 景深可能变大。

[0076] 本申请人将 d 大于 K·P 的情况作为第一观察模式, 将 d 小于 K·P 的情况作为第二观察模式, 提出了这样的办法: 通过使用 2 种观察模式, 既能取得最大限度地发挥了摄像装置的能力的解像度的图像, 又能实现泛焦 (景深宽的状态)。

[0077] 具体而言, 在第一观察模式中, 增大 F 值 (缩小光圈), 有意增大衍射极限的影响, 由此, 虽然解像度会降低, 然而能实现加大景深的模式。另外, 在第二观察模式中, 减小 F 值, 使得处于不受衍射极限的影响的状态, 由此, 虽然景深会变小, 然而能实现取得摄像装置所确定的高解像度的图像的模式。

[0078] 图 8 表示出第一观察模式和第二观察模式。例如以 $d = K \cdot P$ 的点作为界线, 来确定是第一观察模式还是第二观察模式。

[0079] 进一步说明要实现泛焦时, 使用第一观察模式的优点。

[0080] 图 9 示出设第一观察模式与第二观察模式的界线处的 F 值为 F' 时 F 值与容许弥散圆的关系。当 F 小于 F' 时,容许弥散圆的大小为 $K \cdot P$ 且固定。另外,当 F 大于 F' 时,容许弥散圆的大小通过 d 来确定,而如图 8 所示, d 具有随着 F 增大而变大的性质,因此如图 9 所示,在第一观察模式中,随着 F 变大,容许弥散圆也会变大。

[0081] 如上面所述,景深宽度具有随着 F 值变大而变大的性质,另外,随着容许弥散圆变大也会变大。也就是说,对景深宽度与 F 值的关系进行图示时,成为图 10 所示那样。当 F 小于 F' 时(第二观察模式),随着 F 变大,由于 F 值增大的影响,景深宽度也会以某个斜率 $S1$ 增大。而当 F 大于 F' 时(第一观察模式),由于同时受到 F 值增大的影响和容许弥散圆增大的影响,景深宽度会以大于 $S1$ 的斜率 $S2$ 增大。

[0082] 因而,相比仅使用不受衍射极限影响的模式(第二观察模式)的情况,能增大景深宽度相对于 F 值增大的增大率。因此当需要某种景深宽度时,相比仅使用第二观察模式的情况,能通过较小的 F 值实现该景深宽度。图 11 图示出这种情况。当需要景深宽度 D 时,在仅使用第二观察模式的情况下需要使 F 值为 $F2$,而如果使用第一观察模式,则可使用小于 $F2$ 的 $F1$ 来实现。

[0083] 也就是说,当实现相同的景深宽度 D 时,由于能使用较小的 F 值,因此能取得更为明亮的图像。尤其能够在内窥镜系统的窄带光观察(例如 NBI 等)等、原本光量较少而容易成为较暗图像的系统中能发挥效果。

[0084] 为实现上述办法,本实施方式的内窥镜系统具有摄像部、设定观察模式的观察模式设定部、根据观察模式对光圈状态进行选择控制的光圈控制部、图像处理部。在第一观察模式中,光圈控制部缩小光圈(增大 F 值),控制为解像度比完全发挥摄像元件的能力时低的状态。另外,在第二观察模式中,光圈控制部开放光圈,选择实现完全发挥摄像元件的能力的解像度的光圈状态。

[0085] 由此,在设定了多个观察模式的基础上,能选择与观察模式对应的光圈状态。具体而言,在第一观察模式中,通过有意增加衍射极限的影响,能设定为虽然解像度降低但却能加大景深宽度且 F 值较大的状态。另外,在第二观察模式中,通过使之不受衍射极限的影响,而能设定为虽然景深宽度较小但却能取得完全发挥了摄像元件能力的解像度的图像且 F 值较小的状态。

[0086] 另外,本实施方式还可以为一种控制方法,该方法设定观察模式,在处于第一观察模式的情况下,缩小光圈(增大 F 值),控制为解像度比完全发挥摄像元件的能力时低的状态,在第二观察模式中,开放光圈,选择实现完全发挥了摄像元件能力的解像度的光圈状态。

[0087] 由此,不仅限于内窥镜系统,还能对于控制方法应用本实施方式的办法,取得上述效果。

[0088] 另外,本实施方式不限于内窥镜系统,还可用于摄像装置。具体而言,摄像装置具有摄像部、设定观察模式的观察模式设定部、根据观察模式对光圈状态进行选择控制的光圈控制部。而且,在第一观察模式中,光圈控制部缩小光圈(增大 F 值),控制为解像度比完全发挥摄像元件的能力时低的状态,而在第二观察模式中,光圈控制部开放光圈,选择实现完全发挥了摄像元件能力的解像度的光圈状态。

[0089] 由此,不仅限于内窥镜系统,还能在一般的摄像装置中应用本实施方式的办法,取

得上述效果。

[0090] 另外,本申请人还提出了与观察模式相应的降噪处理和轮廓强调处理的办法。详细情况将在第一实施方式中加以说明。另一方面,在第二实施方式中,在第一实施方式的基础上,还说明这样的办法:取得普通光图像和特殊光图像,根据特殊光图像检测病变部,进而强调显示普通光图像的病变部。

[0091] 2. 第一实施方式

[0092] 图 12 是示出第一实施方式的内窥镜系统(摄像装置)的总体结构的框图。本实施方式的内窥镜系统具有光源部 100、摄像部 200、处理器部 300、显示部 400、外部 I/F 部 500。

[0093] 光源部 100 具有白色光源 101、具有多个分光透射率的旋转滤色器 102、驱动旋转滤色器 102 的旋转驱动部 103、使来自旋转滤色器 102 的具有分光特性的光会聚到光纤 201 的入射端面上的聚光透镜 104。

[0094] 例如图 13 所示,旋转滤色器 102 由三原色的红色滤色器 601、绿色滤色器 602、蓝色滤色器 603、旋转电动机 803 构成。该 3 个滤色器的分光特性如图 14 所示。

[0095] 旋转驱动部 103 根据来自处理器部 300 的控制部 302 的控制信号,使旋转滤色器 102 与摄像元件 208 的摄像期间同步地以规定转速旋转。例如使滤色器在 1 秒内旋转 20 转,则各滤色器会以 60 分之 1 秒的间隔横穿过入射白光,摄像元件 208 以 60 分之 1 秒的间隔完成三原色的各颜色的光(R 或 G 或 B)的反射光的图像数据的摄像和传输。其中,摄像元件 208 是黑白的。也就是说,在例子中的内窥镜系统中,以 60 分之 1 秒的间隔按面序拍摄 R 图像数据、G 图像数据、B 图像数据。

[0096] 摄像部 200 例如为了能插入体腔而形成细长且可以弯曲。摄像部 200 具有:用于引导由光源部 100 会聚的光的光纤 201;使通过该光纤 201 而被引导至前端的光扩散并照射到观察对象的照明透镜 202;会聚从观察对象返回的反射光的物镜 203;可变光圈控制部 204;可变光圈 205;焦点位置控制部 206;焦点位置调整透镜 207;用于检测会聚的反射光的摄像元件 208;将来自摄像元件 208 的经过光电转换后的模拟信号转换为数字信号的 A/D 转换部 209。其中,所述摄像元件 208 如上面所述为黑白单板摄像元件,可使用 CCD 和 CMOS 等。

[0097] 处理器部 300 由图像处理部 301、控制部 302、观察模式设定部 304 构成。

[0098] 显示部 400 是 CRT 或液晶监视器等能显示动态图像的显示装置。

[0099] 外部 I/F 部 500 是用于进行用户对该摄像装置的输入等的接口,被构造包含用于打开/关闭电源的电源开关、用于开始摄影操作的快门按钮、用于切换摄影模式和其他各种模式的模式切换按钮等。而且该外部 I/F 部 500 向控制部 302 输出所输入的信息。

[0100] 接着详细说明作为摄像部 200 的构成要素的可变光圈控制部 204、可变光圈 205、焦点位置控制部 206、焦点位置调整透镜 207、控制部 302 的关系。首先说明本实施例的内窥镜系统的两种观察模式。这两种观察模式之一是作为大景深低解像度的远景观察模式,另一种是作为小景深高解像度的近景观察模式。

[0101] 为了切换这两种模式,控制部 302 根据用户通过外部 I/F 部 500 的模式切换按钮进行的模式切换请求,向可变光圈控制部 204 和焦点位置控制部 206 输出控制信号。可变光圈控制部 204 根据接收到的控制信号控制可变光圈 205 的光圈量,焦点位置控制部 206 根据所输入的控制信号控制焦点位置调整透镜 207。

[0102] 具体而言,如图 15(B) 所示,在选择了近景观察模式的情况下,开放光圈而增大镜头孔径,将其容许弥散圆设定为能取得摄像元件 208 的极限解像度的状态。进而焦点位置控制部 206 使焦点位置调整透镜动作以成为预先确定的规定的焦点位置。由此虽然将景深限定得较小,然而能够在规定的焦点位置取得完全发挥了摄像元件的性能的高解像度的图像。

[0103] 另一方面,如图 15(A) 所示,在选择了远景观察模式的情况下,缩小光圈而减小镜头孔径,设定为能得到实用的解像度和景深的容许弥散圆的大小。其中,所谓实用的解像度指的是虽无法得到摄像元件 208 的极限解像度但例如与通过前 1 代的旧制造工艺制成的摄像元件相当的解像度,例如表示相当于摄像元件 208 的像素节距的 1.5 ~ 2 倍的解像度。然后焦点位置控制部 206 使焦点位置调整透镜动作以成为用于得到实用景深的焦点位置。

[0104] 必须设定如上面所述的两种模式的原因在于:如果为得到内窥镜的实用景深而缩小光学系统的光圈,则由于与孔径减小相伴随的衍射极限的影响,导致成像时的弥散圆无法小于摄像元件 208 的像素节距。

[0105] 也就是说,近些年来半导体制造工艺的细微化得以发展,在采用小像素节距且高像素化的摄像元件的情况下,缩小光圈时会较强地受到衍射极限的影响。尤其是因为:对于内窥镜系统而言,最好是在实用的观察距离中对焦的状态(泛焦),为了得到该景深需要缩小光圈,因而无法忽视该衍射极限的影响。

[0106] 接着根据图 16 的框图详细说明图像处理部 301。图像处理部 301 包括预处理部 310、选择部 311、第一降噪处理部 312、同步处理部 313、颜色处理部 314、灰度转换处理部 315、第二降噪处理部 316、轮廓强调处理部 317。

[0107] 接着说明各构成部之间的数据流动。从 A/D 转换部 209 输出的图像数据被输入到图像处理部 301 的预处理部 310。预处理部 310 还被输入有预先保存于控制部 302 的 OB 钳位值、增益校正、WB 系数值,根据这些输入值对图像数据实施 OB 钳位处理、增益校正、WB 处理,输出给选择部 311。

[0108] 进一步地,将来自控制部 302 的观察模式信息输入到选择部 311,当所述观察模式信息为远景观察模式的情况下将所输入的图像数据输出给第一降噪处理部 312,为近景观察模式的情况下,将所输入的图像数据输出给同步处理部 313。其中,图 17 示出所输入的图像数据的 MTF(空间频率特性)的例子。MTF 1000 是在近景观察模式时的,MTF 1001 是远景观察模式时的。在远景观察模式时,由于与光圈缩小相伴随的衍射极限的影响,而处于高频成分少的状态。

[0109] 第一降噪处理部 312 鉴于所输入的图像数据为 MTF 1001 的特性,使图 17 的频率特性 1002 的低通滤波器作用于图像数据。由此能去除与低通滤波器的阻带对应的频带中所存在的不需要的高频噪声。

[0110] 从第一降噪处理部 312 输出的经过了降噪的图像数据或从选择部 311 输出的图像数据被输出给同步处理部 313。

[0111] 同步处理部 313 具有保持按时序输入的 R 图像数据、G 图像数据、B 图像数据的缓冲存储器,通过仅置换新输入的颜色信号的图像数据,生成每个像素的由 RGB 信号构成的彩色图像数据并输出给颜色处理部 314。

[0112] 颜色处理部 314 将所输入的彩色图像数据转换到与输出监视器的色域对应的色

空间,输出给灰度转换处理部 315。所述色域例如为 sRGB。

[0113] 灰度转换处理部 315 将颜色转换完毕的彩色图像数据转换为作用了抵消显示部 400 的输出灰度特性的 γ 特性的、例如 8 位的灰度转换后的彩色图像数据,输出给第二降噪处理部 316。

[0114] 第二降噪处理部 316 根据所输入的彩色图像数据,生成例如拉普拉斯金字塔型的多重解像度图像,对彼此不同的解像度图像独立地进行规定降低量的降噪处理。图 18(A)、图 18(B) 示出了基于拉普拉斯金字塔的处理的详细情况。如图 18(A) 所示,对没有经过低通滤波器的数据与经过了低通滤波器的数据求差,从而能如图 18(B) 所示将数据分离为多个空间频带。

[0115] 由此就能够减少低频噪声(色噪声等)。尤其可以根据由控制部 302 输入的观察模式信息,变更噪声降低量对所述多重解像度图像的比率。例如在远景观察模式中,由于信号的高频成分减少,因而判断为高频图像的噪声成分较多,认为:与近景观察模式时相比较,应提高对于高频图像的噪声降低量。以图 18(A)、图 18(B) 为例,在远景观察模式时与频带 1 和频带 2 相比,通过增强对频带 3 的降噪处理的强度(增大噪声降低量),可期待提升噪声降低效果。经过了第二降噪后的彩色图像数据被输出到轮廓强调处理部 317。

[0116] 轮廓强调处理部 317 除了被输入经过了第二降噪后的彩色图像数据之外,还从控制部 302 输入观察模式信息,根据所述观察模式信息而被实施了不同的轮廓强调处理的轮廓强调后彩色图像数据被输出给显示部 400。

[0117] 接着根据图 19 的框图和图 20 的强调频率特性来详细地说明轮廓强调处理部 317。

[0118] 轮廓强调处理部 317 由选择部 321、第一频带提取部 322、第二频带提取部 323、增益系数确定部 324、乘法器 325、加法器 326 构成。

[0119] 接着说明各构成部间的数据流动。从第二降噪处理部 316 输出的彩色图像数据被输入到选择部 321,在远景观察模式的情况下,来自控制部 302 的观察模式信息被选择输出到第一频带提取部 322,在近景观察模式的情况下,则被选择输出到第二频带提取部 323。

[0120] 在第一频带提取部 322 中,事先准备好与图 20 的强调频率特性 1101 对应的带通滤波器,对所输入的彩色图像数据进行滤波处理。所提取出的第一轮廓图像被输出给乘法器 325。

[0121] 在第二频带提取部 323 中,事先准备好与图 20 的强调频率特性 1100 对应的带通滤波器,对所输入的彩色图像数据进行滤波处理。所提取出的第二轮廓图像被输出给乘法器 325。

[0122] 这是因为:在近景观察模式中强调高频成分即可,而在远景观察模式中,由于高频成分的信号少,因此应强调的轮廓的信息相比近景观察模式而位于频率较低的频带。

[0123] 增益系数确定部 324 将从控制部 302 输出的强调级别信息转换为所述第一频带提取部 322 或第二频带提取部 323 提取出的特定频率的轮廓图像的放大量并输出给乘法器 325。

[0124] 乘法器 325 使第一频带提取部 322 或第二频带提取部 323 提取出的特定频率的轮廓图像与从增益系数确定部 324 输出的放大量相乘,将放大后的轮廓图像输出给加法器 326。

[0125] 加法器 326 生成在输入到轮廓强调处理部 317 的彩色图像数据中加入了所述轮廓

图像的轮廓强调图像,将轮廓强调图像数据输出到显示部 400。

[0126] 如上面所述,根据第一实施方式,基于多个观察模式进行适于其不同频率特性的图像处理,从而能在各观察模式中到高画质的摄像图像,能按照目的进行最佳观察。

[0127] 尤其是,在相对于伴随摄像元件的细微化的像素节距,由于基于光学系统光圈的衍射极限的影响而使得无法得到摄像元件原本的解像度的情况下,也能设定大景深低解像度模式和小景深高解像度模式,从而观察到摄像元件本来具备的最大解像度的图像。

[0128] 在以上的本实施方式中,在第一观察模式的情况下,与第二观察模式的情况相比,图像处理部 301 进行更为减少高频的图像处理。

[0129] 由此能够在第一观察模式中有效减少噪声。这是由于第一观察模式中受到衍射极限的影响,因而解像度会降低,高频成分的信号会减少。也就是说,在存在有高频成分的情况下,属于噪声的可能性较高,因而认为即便减少了高频,对信号值的影响也较小。具体是进行应用低通滤波器的处理。

[0130] 另外,在第一观察模式的情况下,与第二观察模式的情况相比,图像处理部 301 进行增大噪声降低量的图像处理。

[0131] 由此能够在第一观察模式中有效地减少噪声。在第一观察模式中,因高频成分信号减少而导致的情况与上述同样。具体而言,使用图 18(A)、图 18(B) 所示的拉普拉斯金字塔进行分割为多个频带的处理。而且在图 18(A)、图 18(B) 的例子中,对频带 3 进行增大噪声降低量的处理。

[0132] 另外,图像处理部 301 在第二观察模式中进行强调规定的高频频带的处理,在第一观察模式中进行强调比第二观察模式低的频带的轮廓强调处理。

[0133] 由此,能够进行对应于观察模式的有效的轮廓强调处理。关于第一观察模式中因高频成分信号减少而导致的情况,与上述同样。具体而言,如图 20 所示,在第二观察模式中强调 1100,而在第一观察模式中进行强调 1101 的处理。

[0134] 另外,第一观察模式可以是远景观察模式,第二观察模式可以是近景观察模式。

[0135] 由此,能够在考虑到各模式的特性的基础上确定用途。第一观察模式可增大景深宽度。因此在内窥镜系统中,可用于在管状器官中进行病变部搜索的状况等中的、期望由近及远都处于对焦状态的远景观察模式。另外,在第二观察模式中,可用于发现了病变部之后,正对所发现的病变部进行观察那样的解像度优先于景深宽度的近景观察模式。

[0136] 3. 第二实施方式

[0137] 图 21 是表示第二实施方式的内窥镜系统(摄像装置)的总体结构的框图。本实施方式的内窥镜系统具有光源部 100、摄像部 200、处理器部 300、显示部 400、外部 I/F 部 500。基本结构与第一实施方式相同,因此对相同结构省略详细说明,以下示出不同结构的详细情况。

[0138] 首先,旋转滤色器 102 不同于光源部 100。其结构如图 22 所示,其由表现出白色光的分光透射率的滤色器 801、表现出作为特殊光的窄带分光透射率的滤色器 802、旋转电动机 803 构成。如图 23 所示,滤色器 801 例如具有使从 380nm 到 650nm 波长范围的光透过的分光特性。如图 24 所示,滤色器 802 的分光特性具有使 B2 为 390 ~ 445nm、G2 为 530 ~ 550nm 的波段的光透过的透射率特性。

[0139] 其次,摄像元件 208 不同于摄像部 200,其使用图 25(A) 所示的拜尔排列的原色单

板元件。

[0140] 进而,对处理器部 300 还新添加了对焦位置控制部 303,而且图像处理部 301 的详细情况也不同,伴随所述对焦位置控制部 303 的添加和旋转滤色器 102 的不同之处,控制部 302 的控制内容也发生了变更。

[0141] 接着根据图 26 的框图说明图像处理部 301 的详细情况。图像处理部 301 包括预处理部 350、选择部 311、第一降噪处理部 351、同步处理部 352、颜色处理部 353、灰度转换处理部 315、第二降噪处理部 354、轮廓强调处理部 317、选择部 355、病变位置检测部 356、显示图像生成部 357。

[0142] 接下来说明各构成部间的数据流动。从 A/D 转换部 209 输出的图像数据被输入到图像处理部 301,在预处理部 350 处,输入控制部 302 中预先保存的与各色信号对应的 OB 钳位值、增益校正值、WB 系数值,根据这些输入值实施 OB 钳位处理、增益校正、WB 处理,并输出到选择部 311。

[0143] 还将来自控制部 302 的观察模式信息输入到选择部 311,当该观察模式信息为远景观察模式的情况下将所输入的图像数据输出给第一降噪处理部 351,当该观察模式信息为近景观察模式的情况下将所输入的图像数据输出给同步处理部 352。其中,图 17 示出了所输入的图像数据的 MTF(空间频率特性)的例子。MTF 1000 是近景观察模式时的,MTF 1001 是远景观察模式时的。在远景观察模式时,由于伴随光圈缩小的衍射极限的影响,而处于高频成分少的状态。

[0144] 第一降噪处理部 351 鉴于所输入的图像数据为 MTF 1001 的特性,使图 17 的频率特性 1002 的低通滤波器作用于图 25(B) 所示的各色信号(该图中为 R 信号)所构成的图像数据。由此能去除与所述低通滤波器的阻带对应的频带中的高频噪声。

[0145] 从第一降噪处理部 351 输出的经过了降噪的图像数据或从选择部 311 输出的图像数据被输出给同步处理部 352。

[0146] 而且,从控制部 302 向同步处理部 352 输入照明光的种类(白色光或特殊光)信息,基于拜尔排列,对于每个像素,按照所述照明光的种类信息对缺失的 2 个信号进行不同的插值处理,从而对于每个像素生成由 RGB 信号构成的彩色图像数据,输出给颜色处理部 353。

[0147] 而且从控制部 302 向颜色处理部 353 输入照明光的种类(白色光或特殊光)信息,当所输入的彩色图像数据的照明光为白色光的情况下,转换至与输出监视器的色域对应的色空间,当所输入的彩色图像数据的照明光为特殊光的情况下,转换为规定的伪彩色,输出给灰度转换处理部 315。所述色域例如是作为色空间的国际标准规范的 sRGB(standard RGB)。

[0148] 灰度转换处理部 315 将颜色转换后的彩色图像数据转换为作用了抵消显示部 400 的输出灰度特性的 γ 特性的、例如 8 位的灰度转换后彩色图像数据,输出给第二降噪处理部 354。

[0149] 还从控制部 302 向第二降噪处理部 354 输入照明光的种类(白色光或特殊光)信息和摄像模式信息,根据所输入的彩色图像数据生成例如拉普拉斯金字塔型的多重解像度图像,按照所述照明光的种类和摄像模式信息对各个不同的解像度图像独立地进行规定降低量的降噪处理。由此能减少低频噪声(例如色噪声等),还能进行消除与特殊光时的光量

不足相伴随的噪声增加的强力降噪。经过了第二降噪后的彩色图像数据被输出给轮廓强调处理部 317。

[0150] 除了经过降噪后的彩色图像数据之外,轮廓强调处理部 317 还被输入有来自控制部 302 的观察模式信息,与第一实施方式同样地,根据观察模式信息被实施了不同的轮廓强调处理的轮廓强调后彩色图像数据被输出给选择部 355。其中,还可以从控制部 302 输入照明光的信息,也可以根据照明光变更强调量。

[0151] 还从控制部 302 向选择部 355 输入照明光的信息,照明光为特殊光的彩色图像数据被输出给病变位置检测部 356,照明光为白色光的彩色图像数据被输出给显示图像生成部 357。此后,将如下所述的彩色图像数据记作特殊光图像,该彩色图像数据包含通过作为特殊光的照明光的照射而得到的具有特定波段中的信息的被摄体像。另外,将如下所述的彩色图像数据记作白色光图像,该彩色图像数据包含通过作为白色光的照明光的照射而得到的具有白色光的波段中的信息的被摄体像。

[0152] 病变位置检测部 356 对所输入的特殊光图像提取规定色相的区域,对通过所述提取区域连接起来的区域进行归组,进行该归组后的面积是否大于等于规定阈值的判定。在判断为面积大于等于规定阈值的情况下,将包围归组区域的矩形或圆形区域设定为病变区域,作为病变位置输出给显示图像生成部 357 和对焦位置控制部 303。而且,在检测到多个病变位置的情况下,选择例如最大面积的病变,在还剩下多个的情况下选择位于画面中央附近的,把范围缩小到 1 个。

[0153] 显示图像生成部 357 根据所输入的病变区域、白色光图像和来自控制部 302 的显示模式信息,生成后述的显示图像,输出给显示部 400 和对焦位置控制部 303。仅当作为观察模式信息而由控制部 302 通知了近景观察模式的情况下或由病变位置检测部 356 通知了病变位置的情况下,对焦位置控制部 303 能有效地发挥作用。

[0154] 接着根据图 27 说明显示图像生成部 357 的详细情况。

[0155] 显示图像生成部 357 由选择部 360、区域提取部 361、电子变焦部 362、区域框合成部 363 构成。

[0156] 接着说明各构成部间的数据流动。从选择部 355 输出的白色光图像被输入到选择部 360,在来自控制部 302 的显示模式信息为病变区域放大显示模式的情况下被分配到区域提取部 361,在来自控制部 302 的显示模式信息为病变区域框显示模式的情况下分配到区域框合成部 363。

[0157] 区域提取部 361 对于白色光图像提取出包含从病变位置检测部 356 输出的病变位置(矩形或圆形区域)的规定区域,输出给电子变焦部 362。电子变焦部 362 以使所提取出的规定区域成为显示部 400 的显示画面尺寸的方式来进行电子变焦处理,输出给显示部 400 和对焦位置控制部 303。

[0158] 另一方面,在区域框合成部 363 中,对于白色光图像,在其对应位置处叠加表示从病变位置检测部 356 输出的病变位置(矩形或圆形区域)的矩形框或者圆形框,输出给显示部 400 和对焦位置控制部 303。

[0159] 在这里,可由用户通过外部 I/F 部 500 的切换开关来选择显示模式,尤其在选择了病变区域放大显示模式的情况下,通过控制部 302 以开放可变光圈 205 的方式对可变光圈控制部 204 进行控制。亦即,在病变区域放大显示模式的情况下处于近景观察模式,虽然景

深较小却可以得到较高的解像度,因此即便通过电子变焦加以放大也能显示相比远景观察模式时毫不逊色的解像度的图像。这种情况下,期望如下所说明的自动对焦发挥作用,然而在固定焦点的情况下,如果在近景观察时限定使用,也能得到实用的使用感。

[0160] 最后根据图 28 详细说明对焦位置控制部 303。

[0161] 对焦位置控制部 303 由区域提取部 364、亮度值计算部 365、对比度计算部 366、透镜移动量计算部 367 构成。

[0162] 接着说明各构成部间的数据流动。从显示图像生成部 357 输出的白色光图像被输入到区域提取部 364,从白色光图像提取出来自控制部 302 的显示模式信息和来自病变位置检测部 356 的对应于病变位置的区域。其中,当病变位置检测部 356 检测出病变部且输出了其位置信息的情况下,经由区域提取部 364 向控制部 302 通知切换信息以切换观察模式信息。例如,在把外部 I/F 部 500 内未图示的自动观察模式开关指定为开启的情况下,根据所述切换信息切换所述观察模式信息。例如以下述方式进行控制:在由病变位置检测部 356 检测到病变的情况下切换为近景观察模式,如果没有检测出病变则切换为远景观察模式。另一方面,在将所述自动观察模式开关设定为关闭的情况下,只要用户没有设定为近景观察模式,对焦位置控制部 303 就不发挥作用。

[0163] 在由病变位置检测部 356 输出了病变位置的情况下,通过区域提取部 364 提取出的病变区域被亮度值计算部 365 根据彩色图像数据转换为亮度值,然后输出给对比度计算部 366。

[0164] 对比度计算部 366 计算区域内的亮度值的最大最小值作为对比度值,计算出的对比度值以时序数据的形式在对比度计算部 366 所具备的未图示的存储器中保存多个帧的对比度值。储存于所述存储器的至少 3 个对比度值被输出给透镜移动量计算部 367。

[0165] 透镜移动量计算部 367 的未图示的存储器中保存有焦点位置调整透镜 207 的调整位置,根据与所输入的至少 3 个对比度值相对应的调整位置计算作为对焦位置的透镜调整位置,输出给控制部 302。控制部 302 将计算出的透镜调整位置输出给焦点位置控制部 206,焦点位置控制部 206 通过移动焦点位置调整透镜 207,能够实现对于病变位置的自动对焦。

[0166] 如上所述,根据第二实施方式,能够根据病变检测结果自动切换远景观察模式和近景观察模式这 2 种观察模式,而且当选择了近景观察模式的情况下能自动对焦于病变位置,因此能摆脱模式切换的繁琐,可更加专注于病变的诊断。进而在通过电子变焦来放大显示包含检测到的病变位置的区域情况下,自动切换为高解像度的近景观察模式,因此能够在不会助长电子变焦带来的模糊感的情况下通过具备与远景观察模式时同等的解像度的高画质图像进行病变的诊断。

[0167] 在上述的本实施方式中,具有从摄像图像中检测病变位置的病变位置检测部,在检测到病变位置的情况下,观察模式设定部 304 将观察模式设定为第二观察模式。

[0168] 由此,当检测到病变部的情况下,能够设定为第二观察模式(景深宽度较小,解像度较高)。这是因为预想为:在检测到病变部的情况下,并不是要观察大范围,而是要观察以病变部为中心的较小的范围。

[0169] 另外,图像处理部 301 取得包含具有特定波段中的信息的被摄体像的第一摄像图像,该特定波段是比白色光窄的波段,病变位置检测部 356 根据所取得的第一摄像图像,检测病变位置。

[0170] 由此,能够通过窄带光观察检测病变部。具体而言,例如当使用 NBI 模式的情况下,用褐色显示扁平上皮癌等特定的病变等,相比白色光的观察,通过窄带光的观察能够提高对特定病变的视觉辨认性。因此通过使用窄带光能有效地检测病变位置。

[0171] 另外,还可以具有对焦位置控制部 303,在观察模式为第二观察模式的情况下,进行焦点位置的控制。具体而言,既可以将焦点对准预先确定的固定位置,也可以将焦点对准病变位置。

[0172] 由此就能够控制焦点位置,即便是景深宽度较小的第二观察模式中,也能够恰当地将焦点对准被摄体。具体而言,预先确定第二观察模式中的平均焦点位置,把焦点对准该位置即充分具有实用性。另外,当所述病变位置检测部 356 检测到病变部的情况下,认为要观察以病变部为中心的区域,因而可把焦点对准病变位置。

[0173] 另外,也可以设置为:图像处理部 301 除了所述第一图像之外,还取得包含具有白色光的波段中的信息的被摄体像的第二摄像图像,根据第二摄像图像的规定区域的对比度对准焦点。并且,第二摄像图像是包含在第一摄像图像中检测到的病变位置的图像。

[0174] 由此能得到作为特殊光图像的第一摄像图像和作为普通光图像的第二摄像图像,使用第二图像通过对比度法对准焦点。

[0175] 还可以具有放大显示所拍摄的图像的电子变焦部 362,电子变焦部 362 以规定倍率放大显示对焦位置控制部 303 对准了焦点的病变位置的周边区域。

[0176] 由此能放大显示病变位置,能更加详细地观察病变位置。并且,虽然进行电子变焦会使得解像度降低,但是在检测到病变位置时使用解像度较高的第二观察模式,因此能实现具有充分实用性的解像度。

[0177] 另外,图像处理部 301 取得作为特殊光图像的第一摄像图像和作为普通光图像的第二摄像图像。其中,第一摄像图像和第二摄像图像是拍摄了生物体内的生物体内图像。生物体内图像所包含的特定波段是指被血液中的血红蛋白吸收的波长的波段。该血红蛋白所吸收的波长例如为 390nm ~ 445nm(窄带光的 B2 成分)或 530nm ~ 550nm(窄带光的 G2 成分)。

[0178] 由此就能够进行被称作 NBI(Narrow Band Imaging:窄带成像)的窄带光观察,能观察位于生物体表层部和深处的血管的构造。另外,通过将得到的信号输入到特定的通道($G2 \rightarrow R$ 、 $B2 \rightarrow G$ 、 B),能用褐色等显示扁平上皮癌等通过普通光难以看清的病变等,能防止看漏病变部。并且,所谓 390nm ~ 445nm 或 530nm ~ 550nm 指的是根据被血红蛋白吸收的特性以及分别到达生物体的表层部或深处的特性而得到的波长。但是,此时的波段并不限于此,例如还可以考虑到由于与血红蛋白的吸收和到达生物体的表层部或深处有关的实验结果等变动因素,使得波段的下限值降低约 0 ~ 10%,上限值提高约 0 ~ 10%的情况。

[0179] 另外,生物体内图像所包含的特定波段可以是荧光物质发出的荧光的波段。例如特定波段可以是 490nm ~ 625nm 的波段。

[0180] 由此就能够实现被称作 AFI(Auto Fluorescence Imaging:自发荧光成像)的荧光观察。通过照射激励光(390nm ~ 470nm),能观察到胶原蛋白等荧光物质发出的固有荧光(intrinsic fluorescence。490nm ~ 625nm)。在这种观察中,能采用与正常粘膜不同的色调来强调地显示病变,能防止看漏病变部等。并且,490nm ~ 625nm 的波长表示照射所述激励光时由胶原蛋白等荧光物质发出的固有荧光的波段。390nm ~ 470nm 的波长表示用于产

生荧光的激励光的波段。

[0181] 其中,此时的波段不限于此,例如还可以考虑到下述情况:由于与荧光物质发出的荧光的波段有关的实验结果等变动因素,使得波段的下限值降低约 0 ~ 10%,上限值提高约 0 ~ 10%。还可以同时照射被血红蛋白吸收的波段(540nm ~ 560nm),生成伪彩色图像。

[0182] 另外,生物体内图像所包含的特定波段可以是红外光的波段。例如特定波段可以是 790nm ~ 820nm 或 905nm ~ 970nm 的波段。

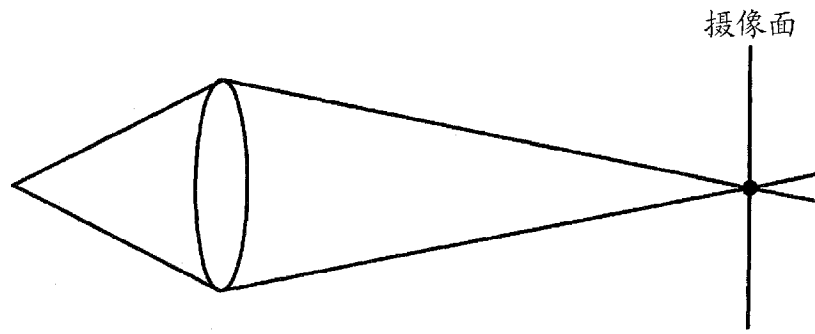
[0183] 由此就能够实现被称作 IRI (Infra Red Imaging: 红外成像) 的红外光观察。在静脉注射了作为红外光易于吸收的红外指标药剂的 ICG (吲哚菁绿) 之后,照射上述波段的红外光,从而能强调地显示出人难以视觉辨认的粘膜深处的血管和血流信息,能进行胃癌的深度诊断和治疗方针的判定等。并且,790nm ~ 820nm 这样的波长可通过红外指标药剂的吸收最强这一特性来求出,905nm ~ 970nm 这样的波长可通过红外指标药剂的吸收最弱这一特性来求出。但是,此时的波段不限于此,例如还可以考虑到下述情况:由于与红外指标药剂的吸收有关的实验结果等变动因素,使得波段的下限值降低约 0 ~ 10%,上限值提高约 0 ~ 10%。

[0184] 并且在以上的说明中,图像处理部 301 取得作为特殊光图像的第一摄像图像和作为普通光图像的第二摄像图像这两种图像,然而并不限于此。既可以在病变位置的检测和显示部 400 的显示中都使用特殊光图像,也可以在病变位置的检测和显示部 400 的显示中都使用普通光图像。

[0185] 在上面,对应用了本发明的 2 个实施方式 1 ~ 2 及其变形例进行了说明,但本发明不限于实施方式 1 ~ 2 及其变形例,在实施阶段,可以在不脱离发明主旨的范围内对构成要素进行变形而具体化。另外,通过适当组合所述实施方式 1 ~ 2 和变形例所公开的多个构成要素,能形成各种发明。例如可以从实施方式 1 ~ 2 及其变形例所记载的所有构成要素中删除掉某些构成要素。进而,还可以适当组合不同实施方式和变形例中所说明的构成要素。这样,能够在不脱离发明主旨的范围内实现各种变形和应用。

[0186] 另外,在说明书或附图中与更为广义或同义的不同用语(例如缩小光圈)一起至少记载了一次的用语(例如增大 F 值)都可以在说明书或附图中任何部分置换为该不同用语。

(A)



(B)

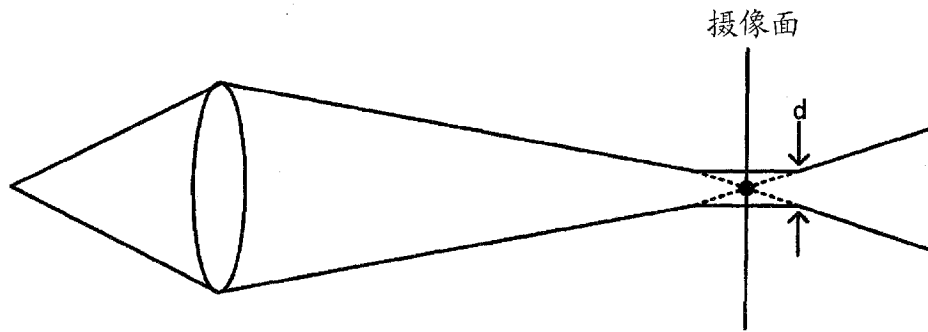


图 1

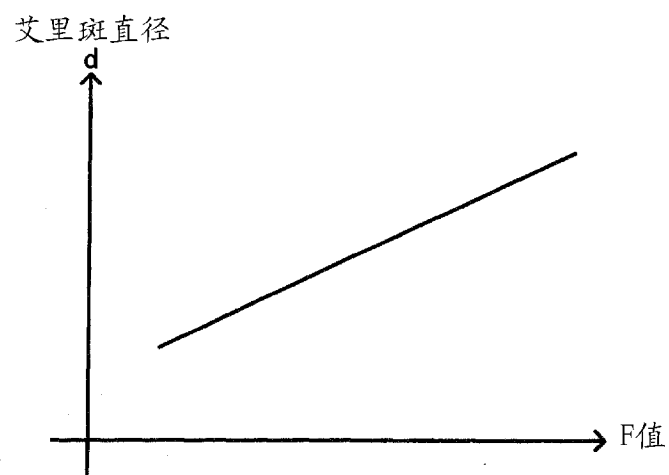


图 2

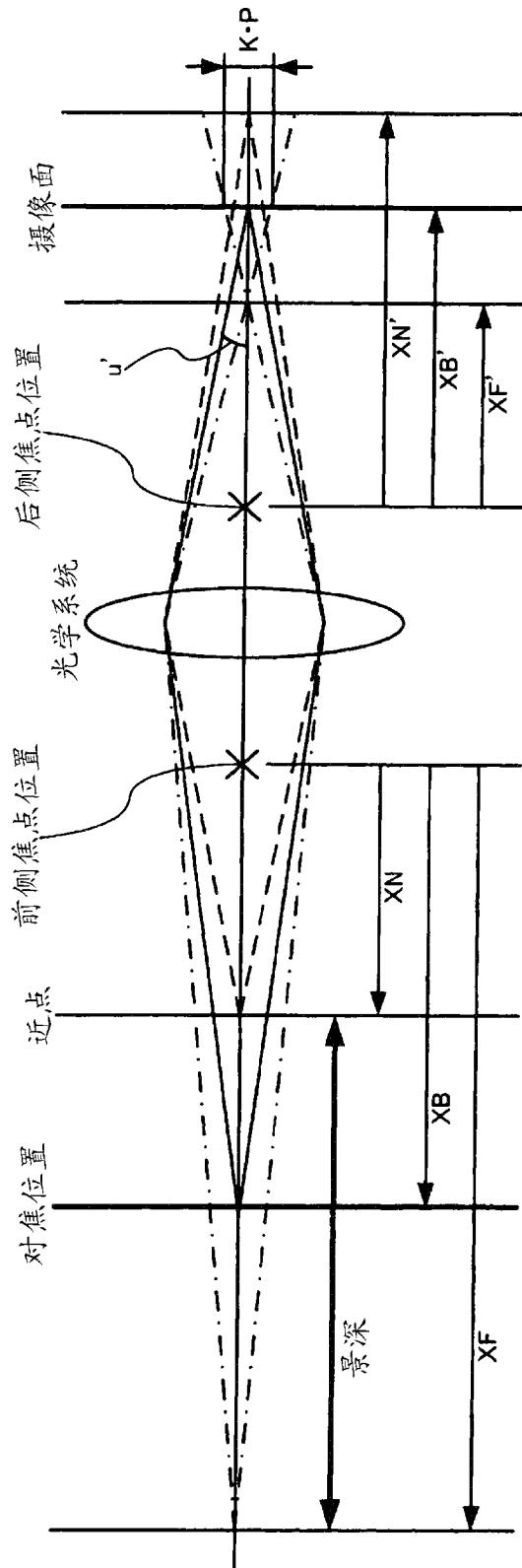


图 3

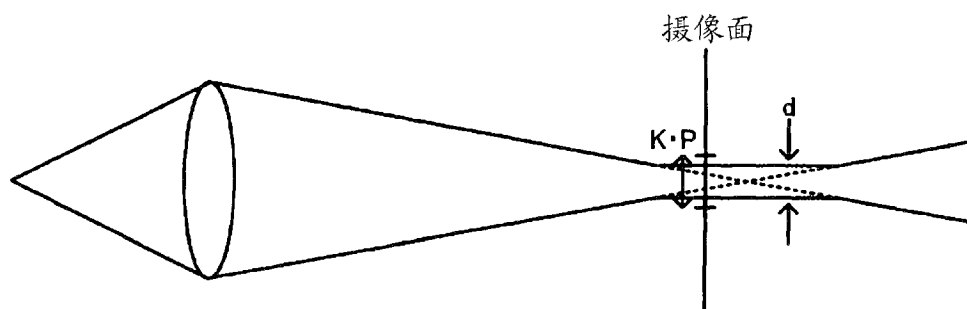


图 4

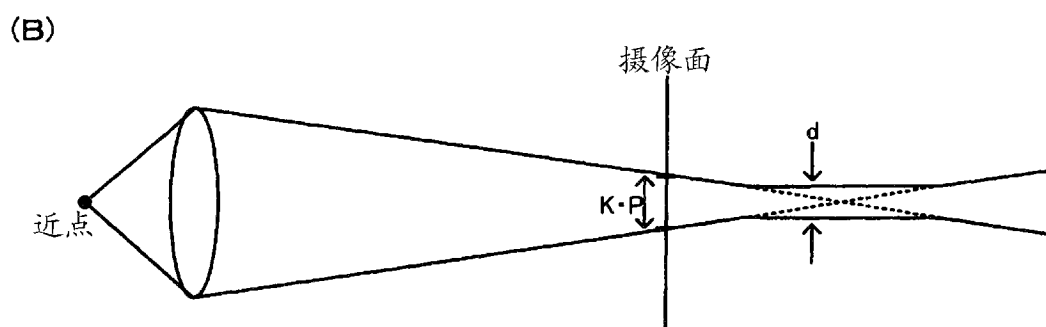
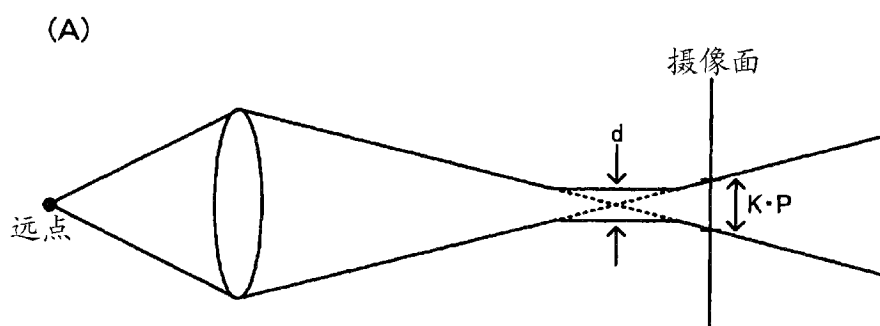


图 5

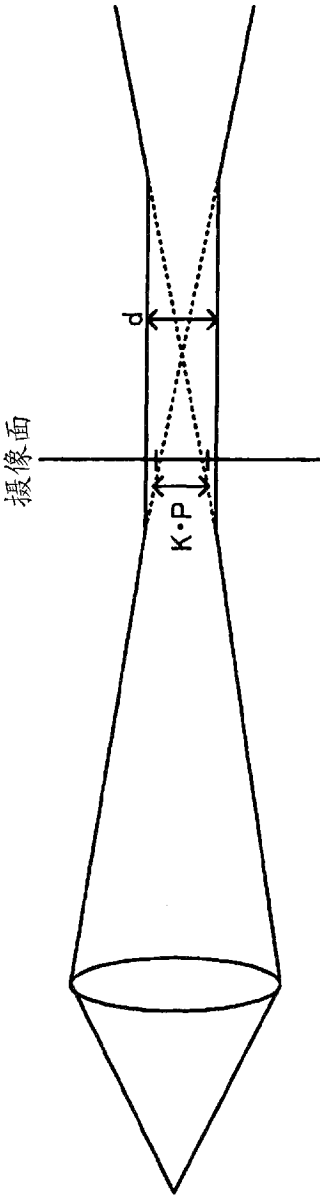


图 6

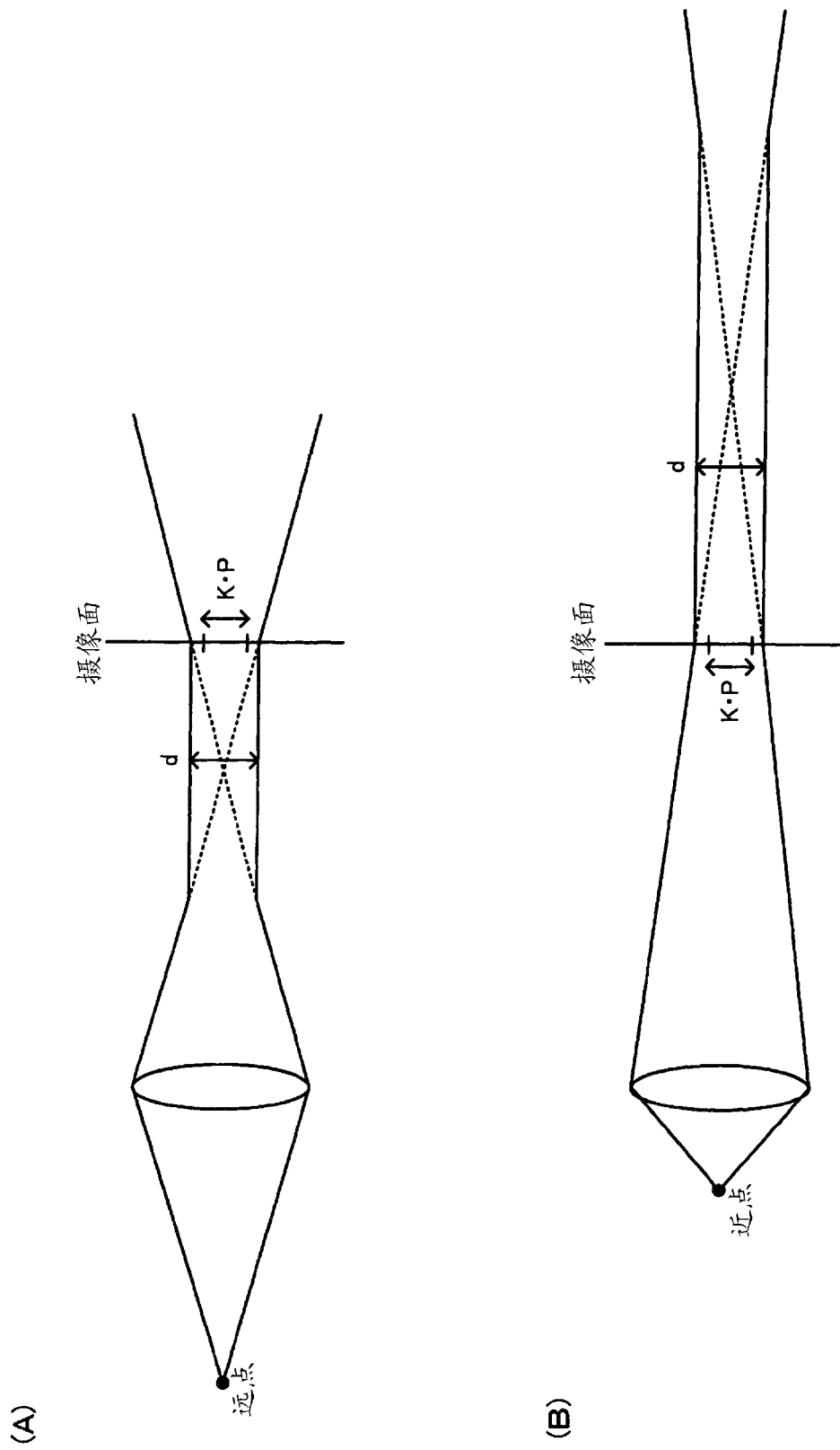


图 7

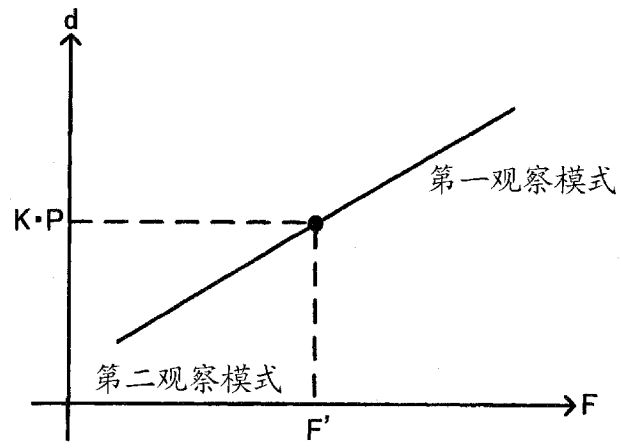


图 8

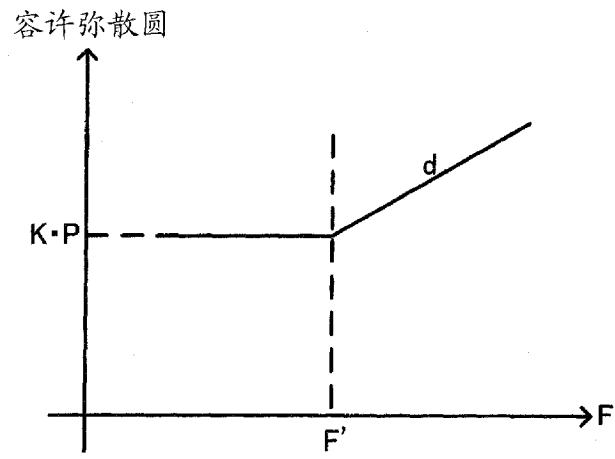


图 9

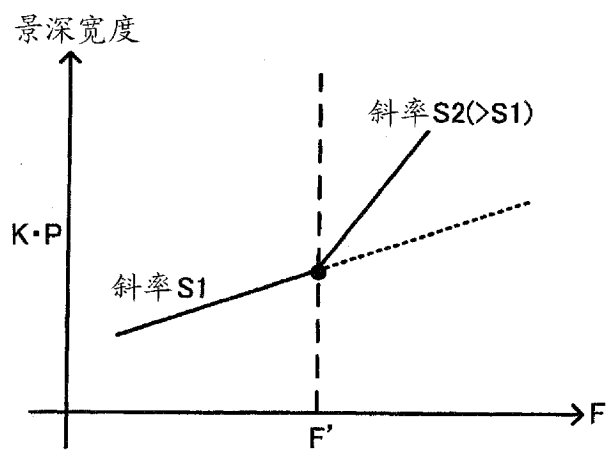


图 10

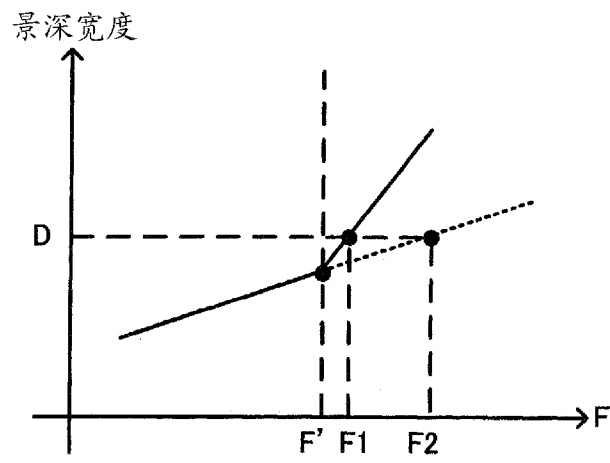


图 11

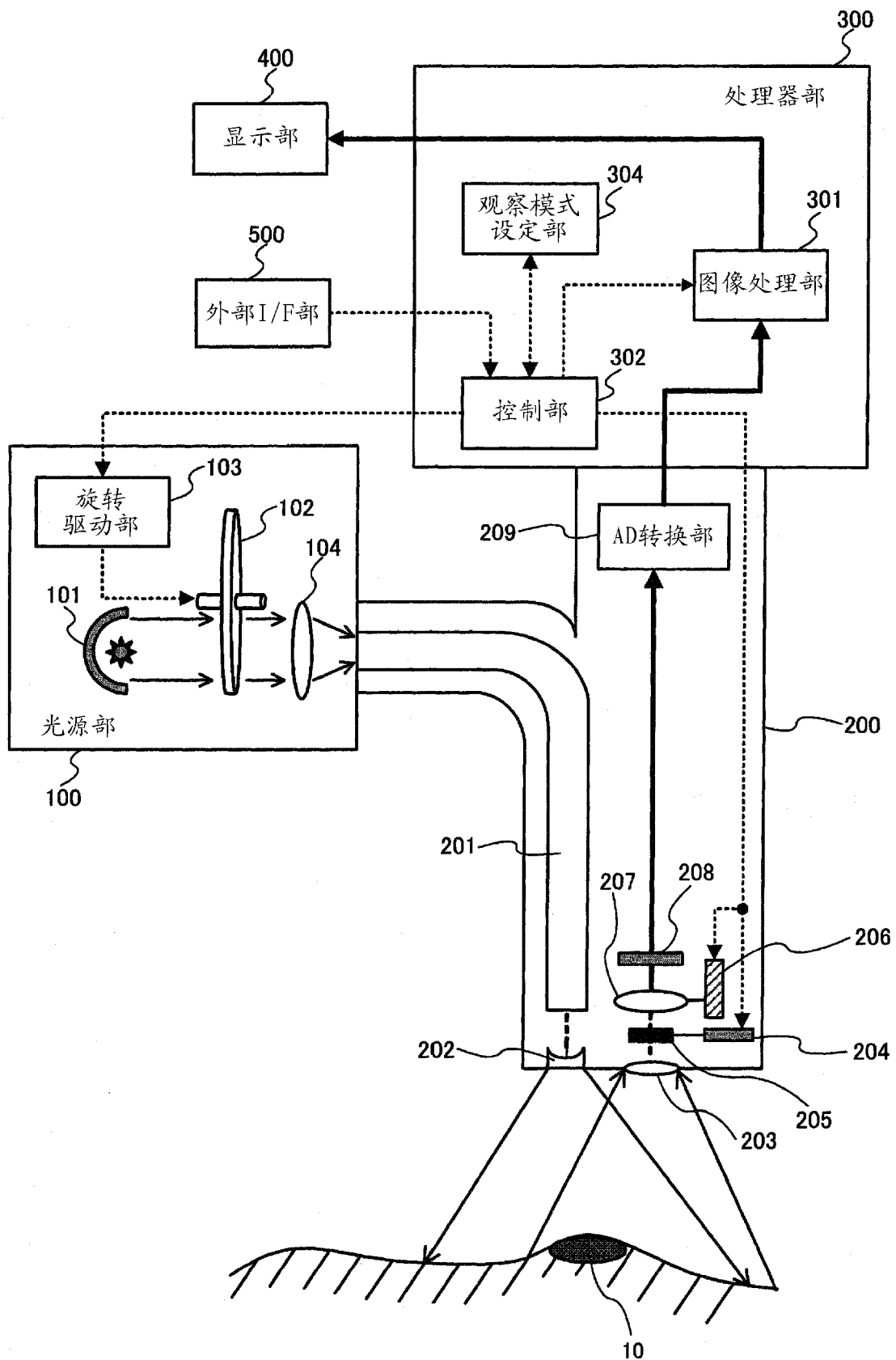


图 12

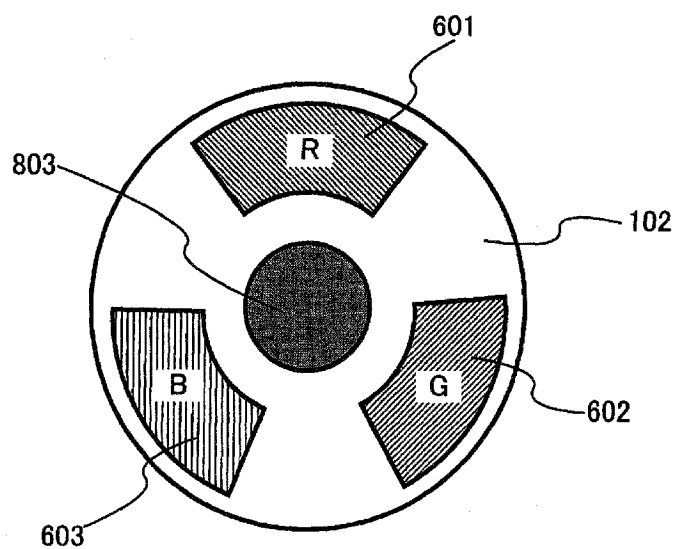


图 13

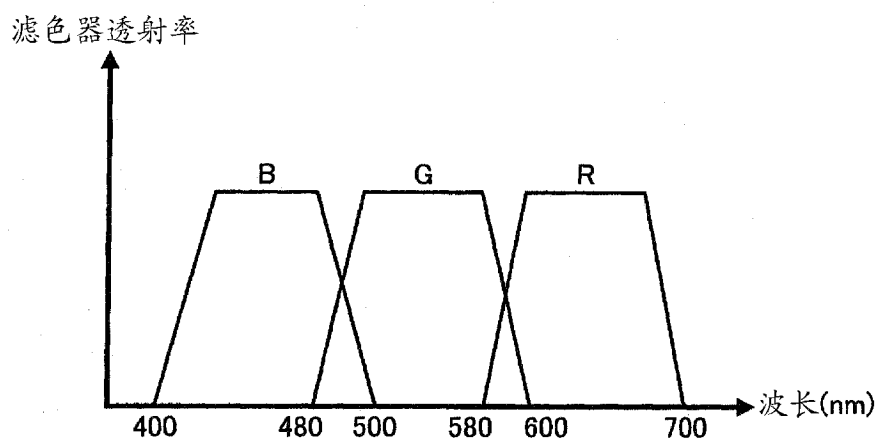
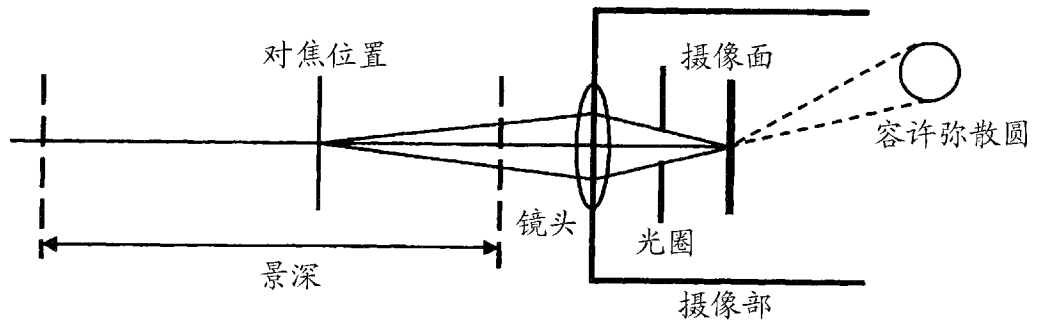


图 14

(A) 全域观察时



(B) 近景观察时

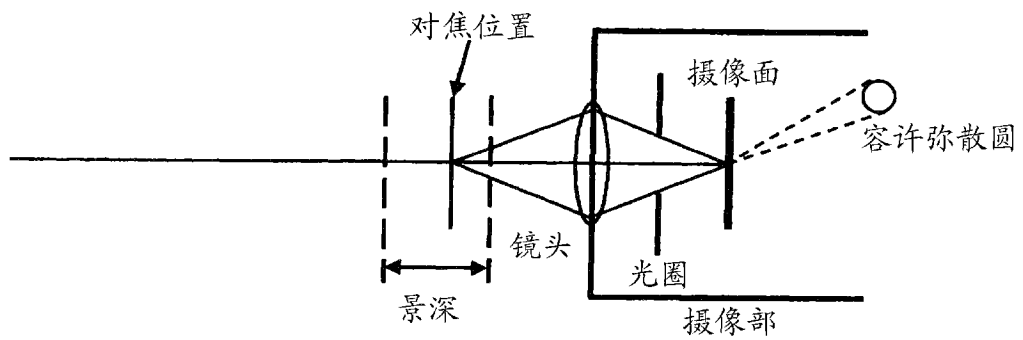


图 15

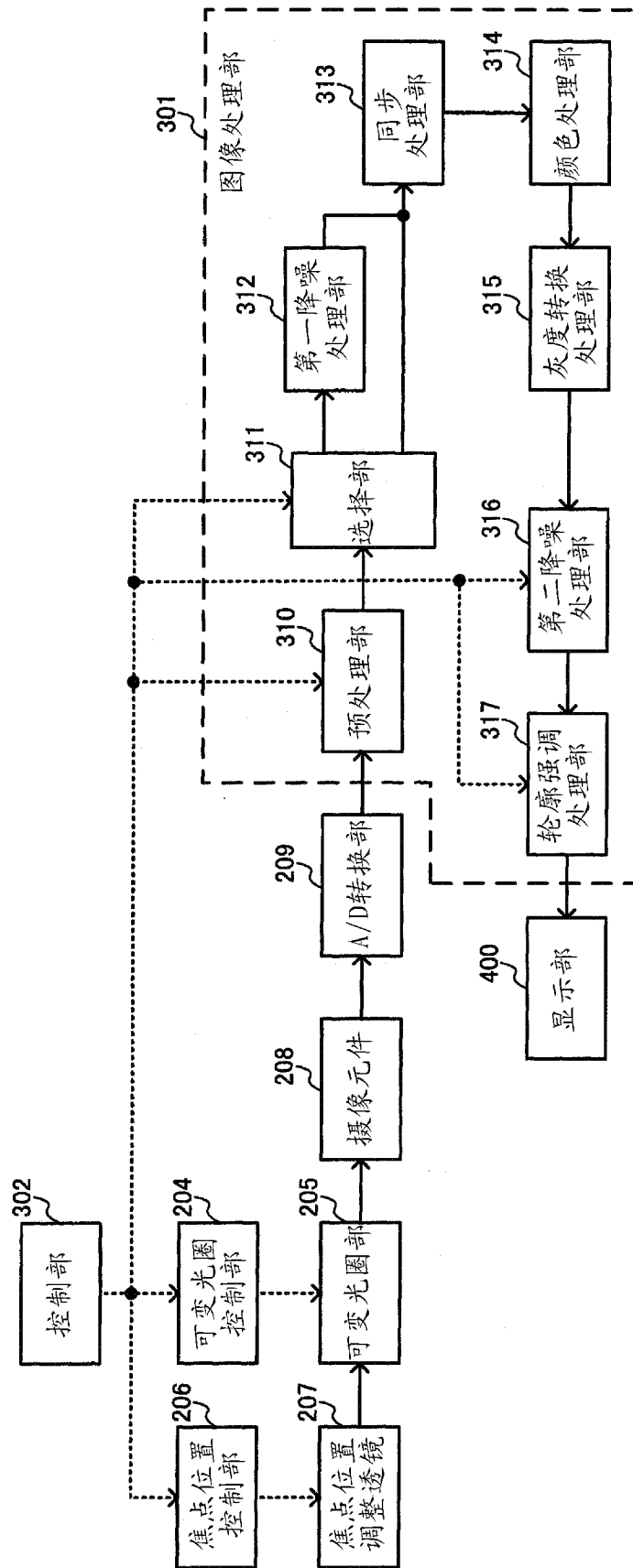


图 16

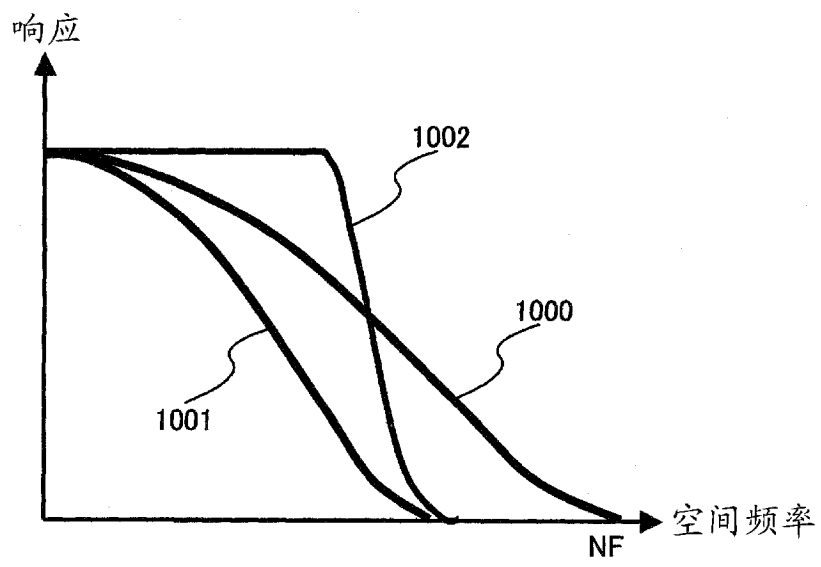


图 17

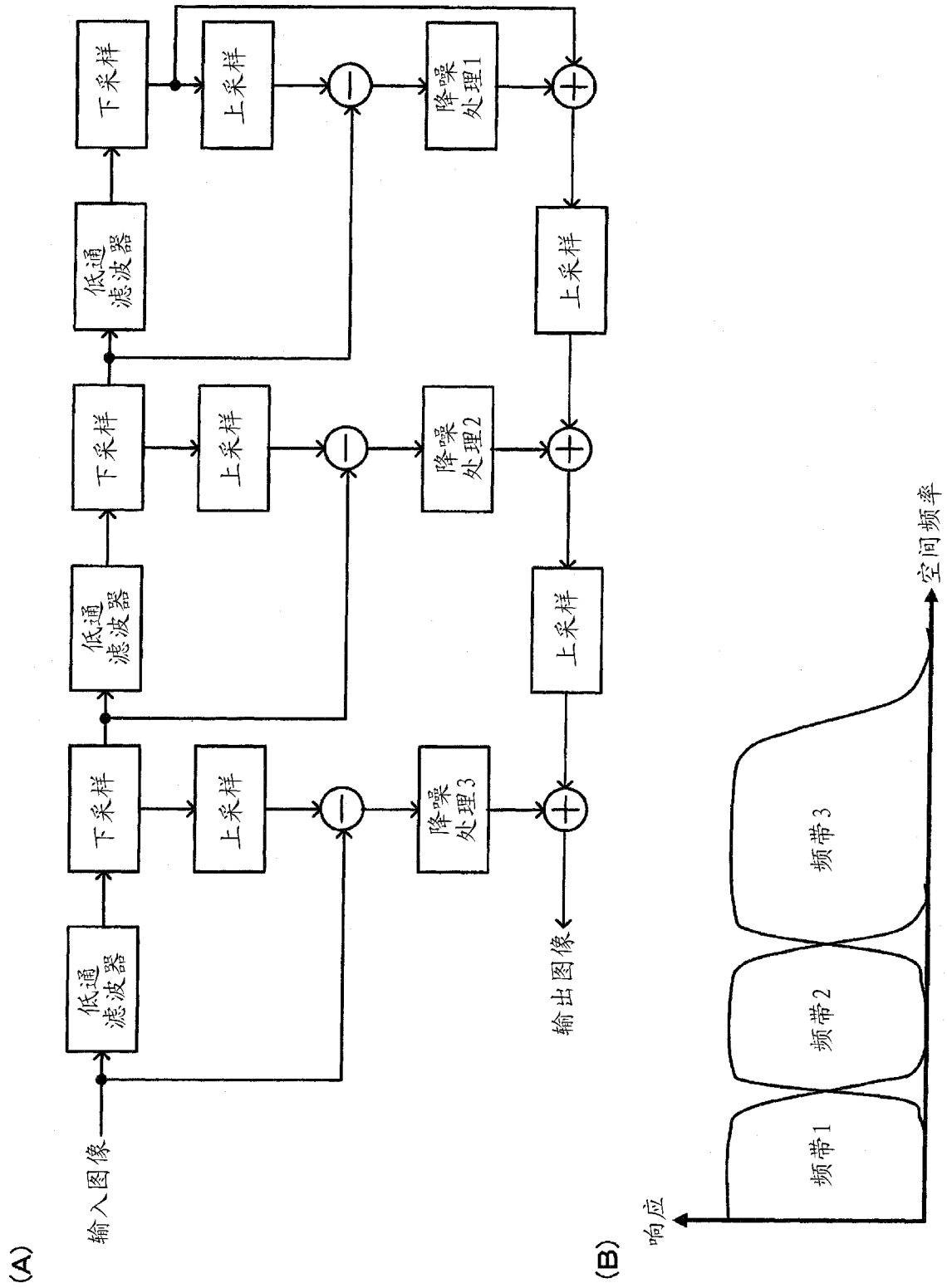


图 18

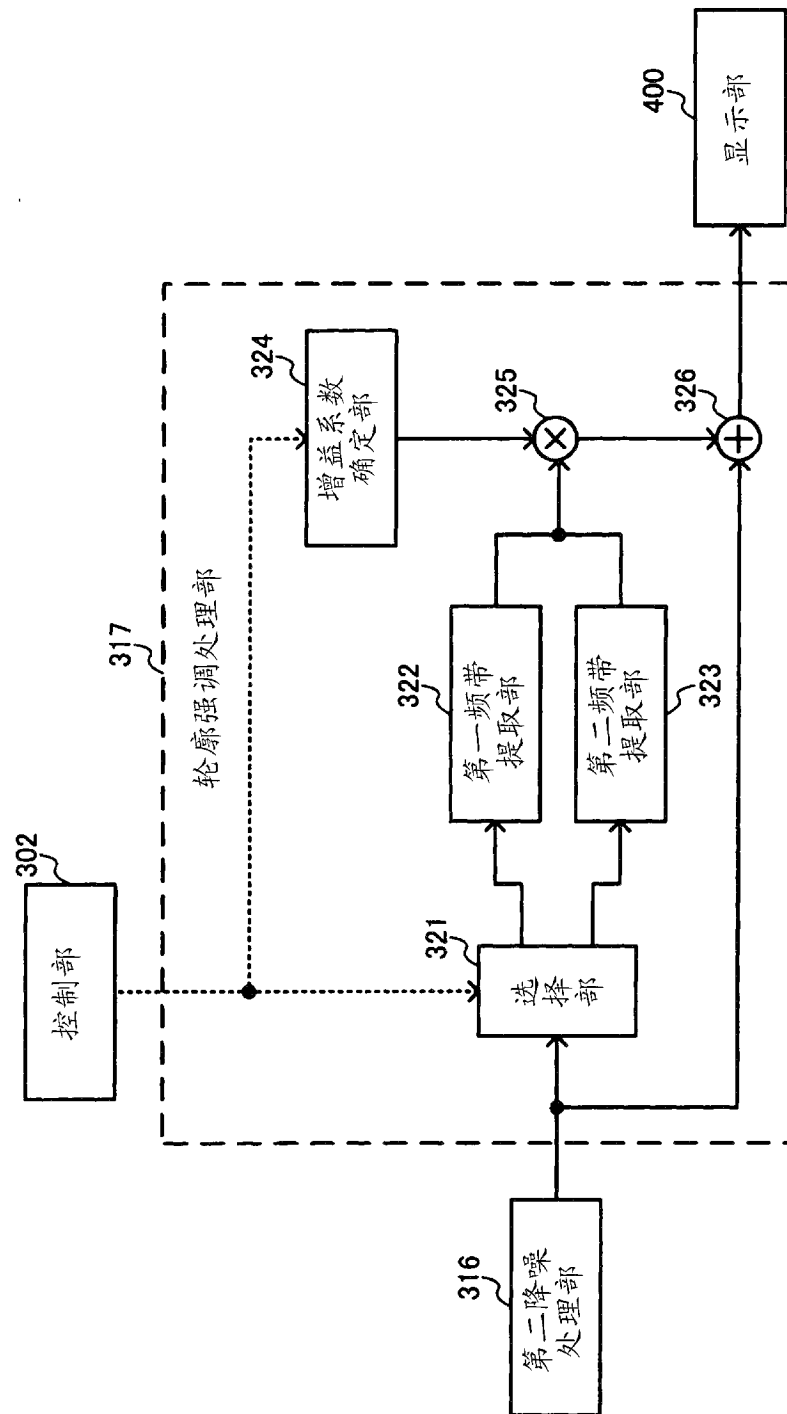


图 19

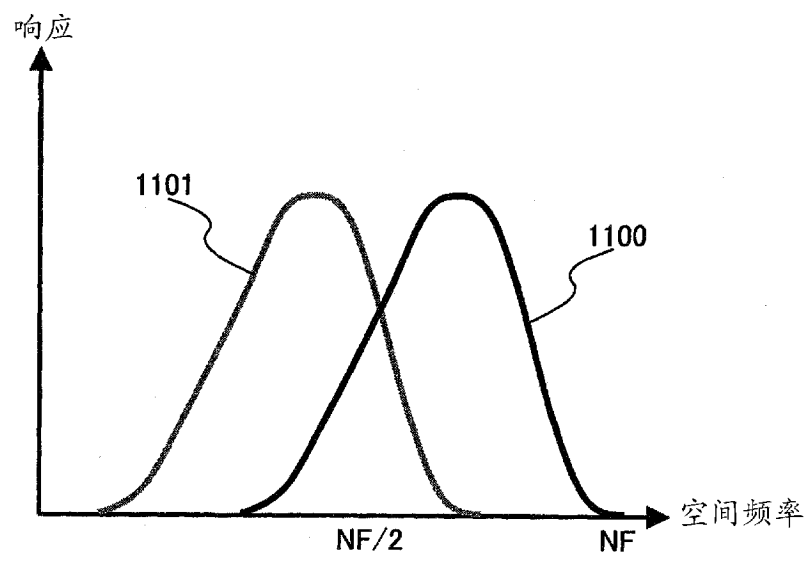


图 20

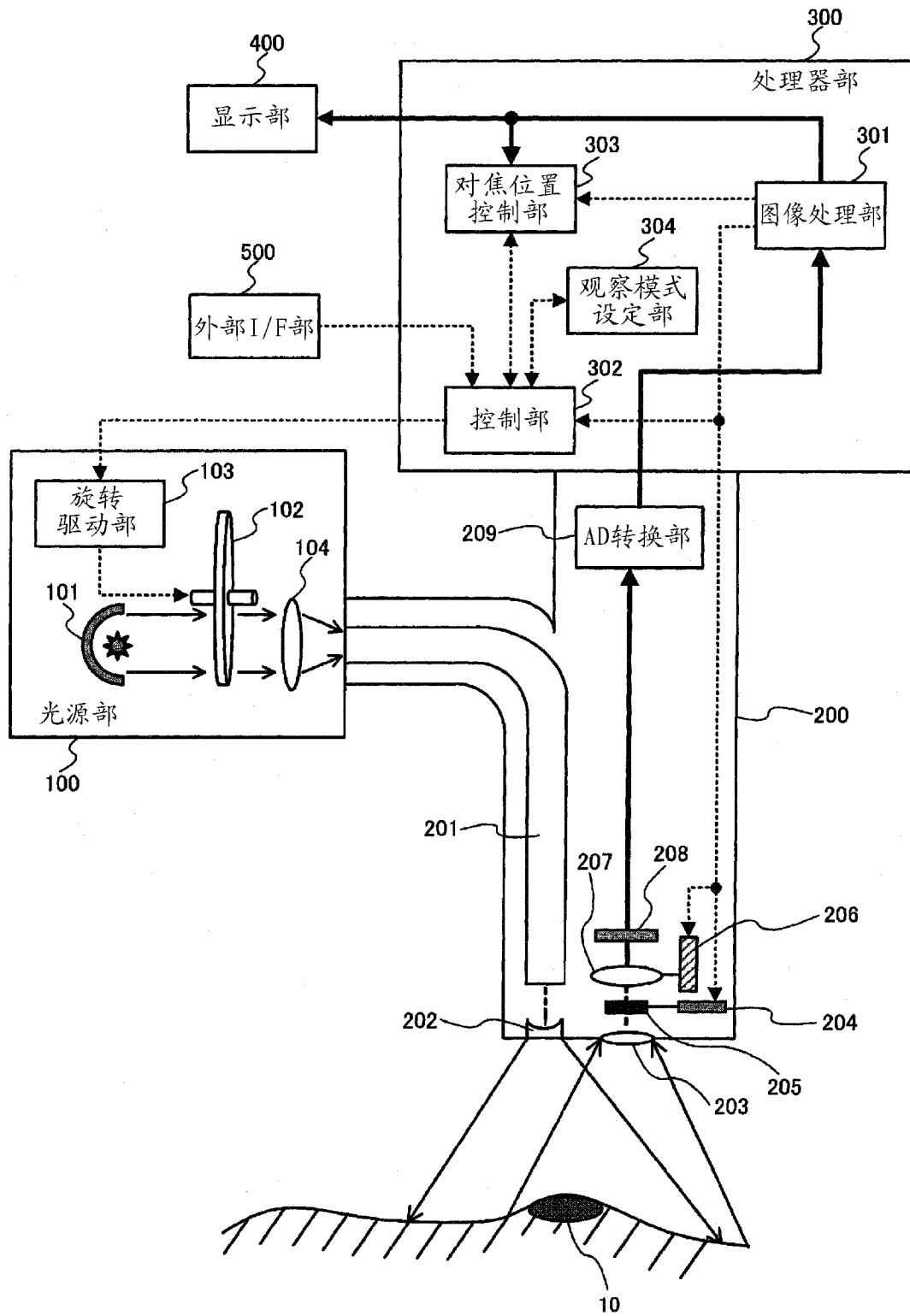


图 21

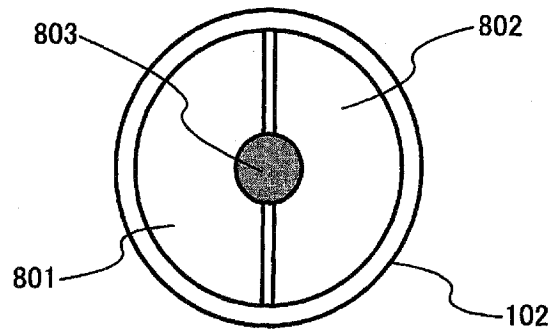


图 22

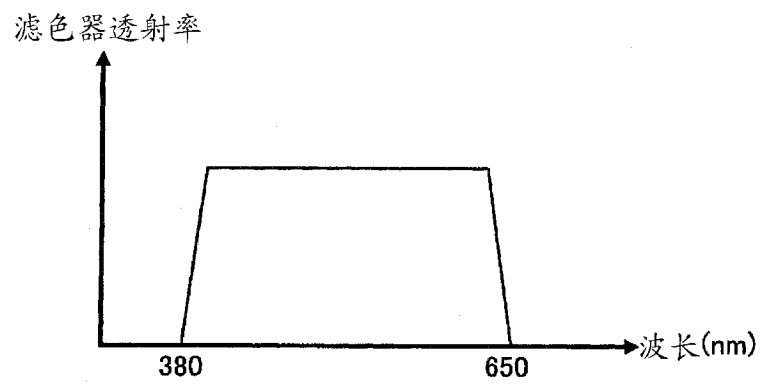


图 23

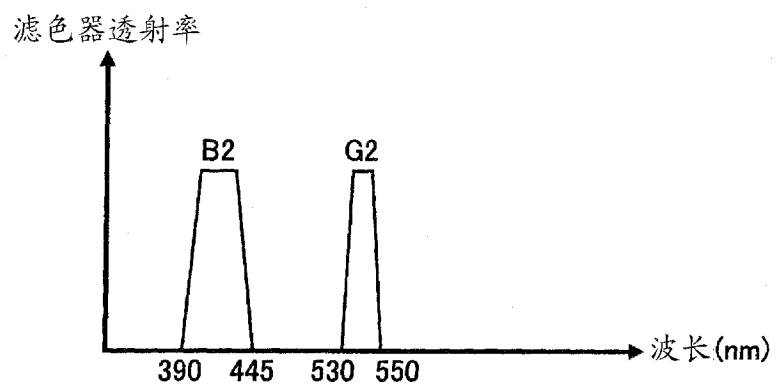


图 24

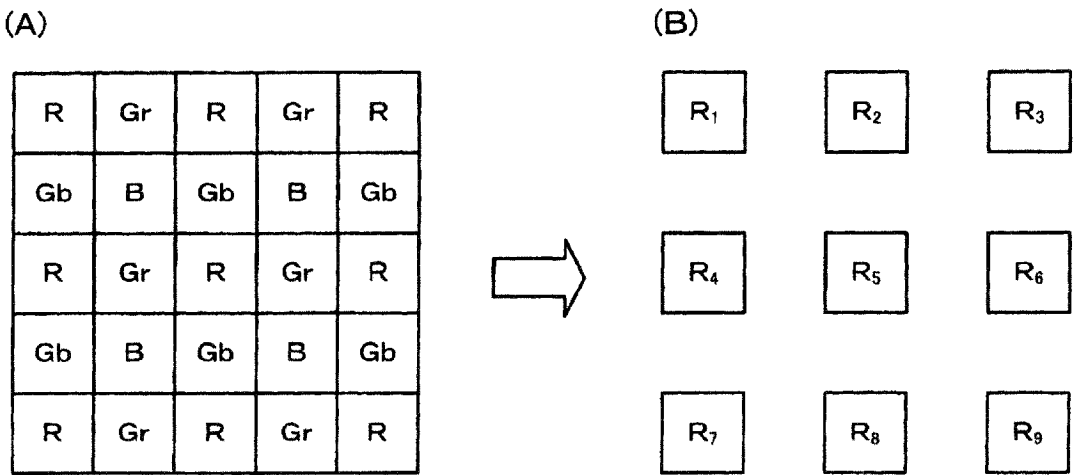


图 25

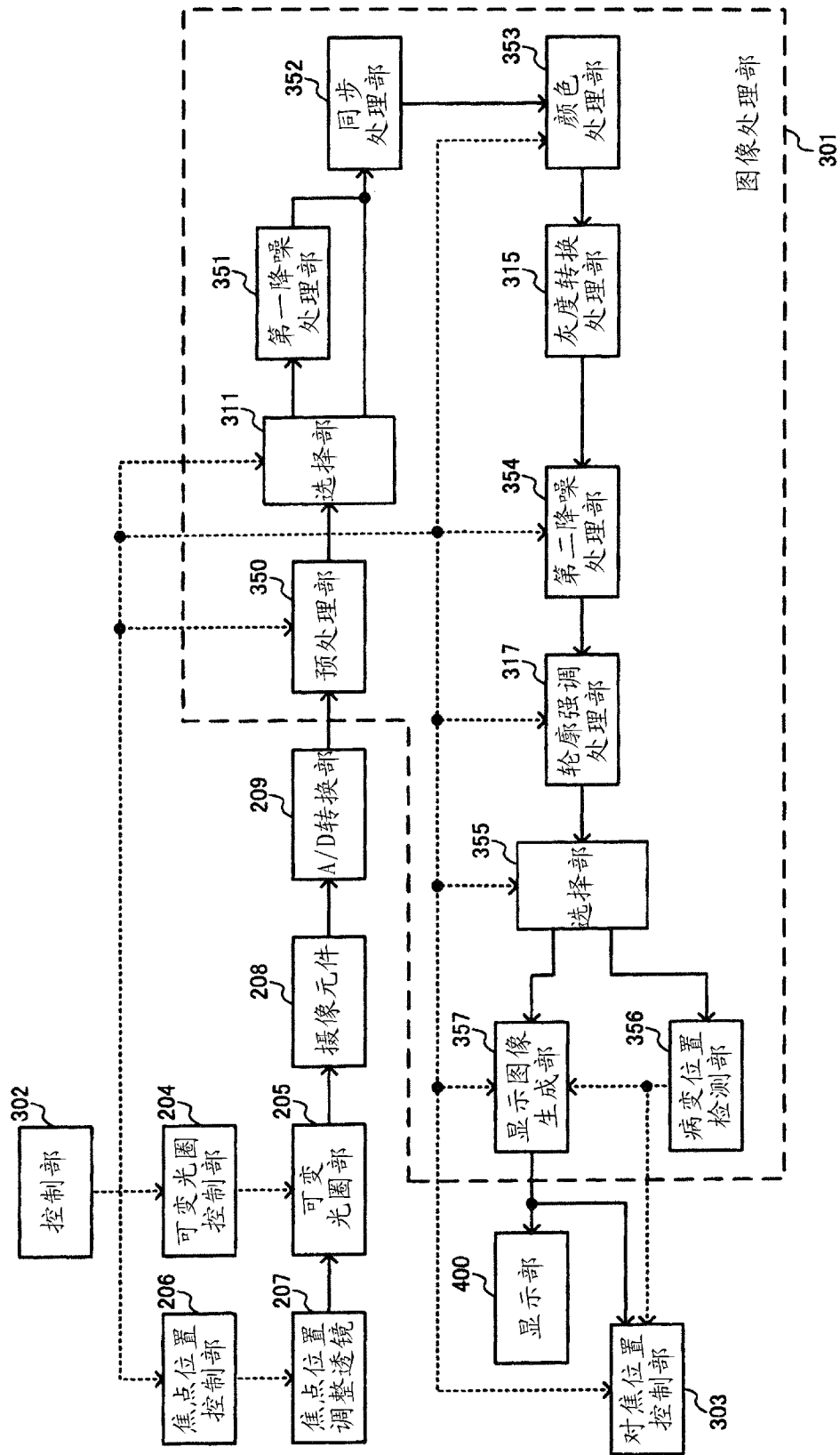


图 26

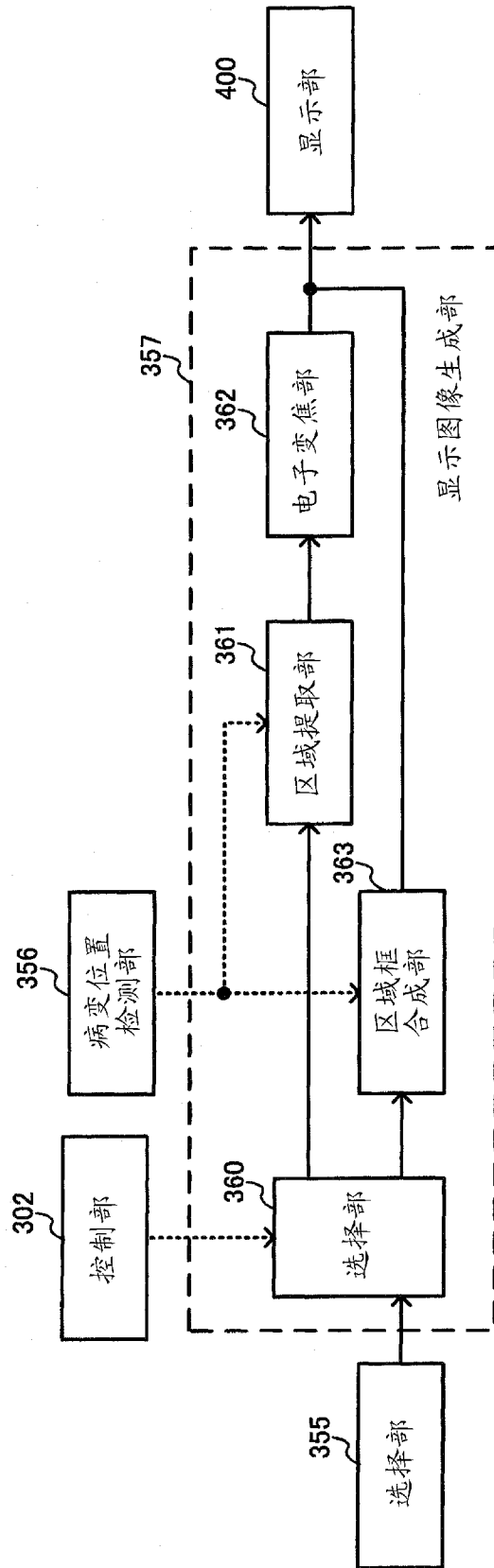


图 27

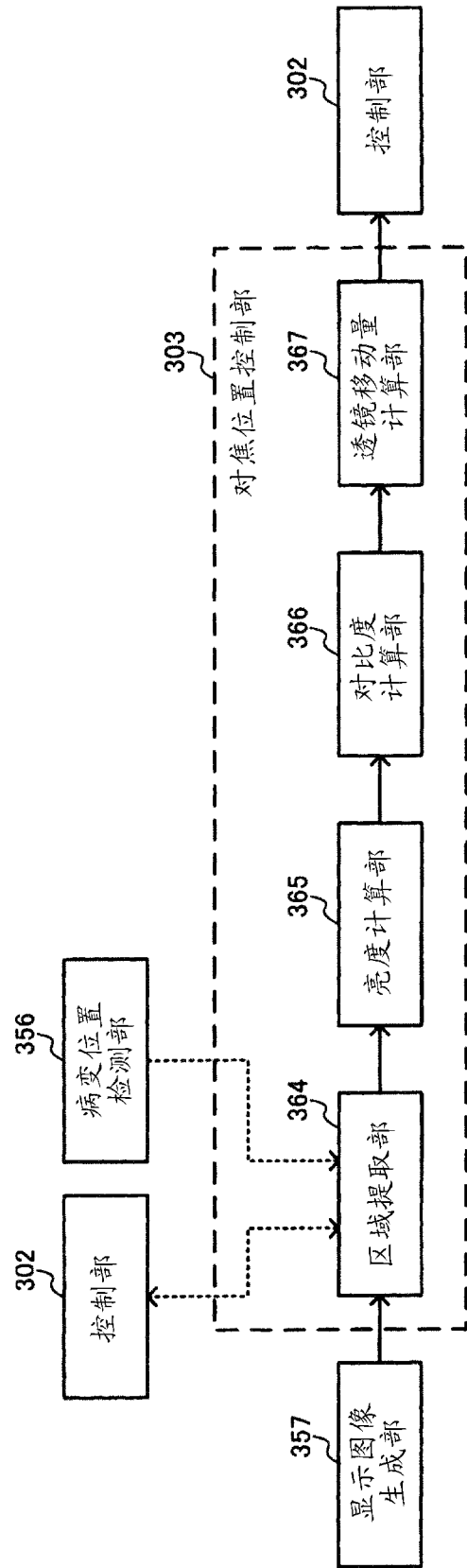


图 28

