



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102984989 A

(43) 申请公布日 2013.03.20

(21) 申请号 201180033880.7

A61B 1/04 (2006.01)

(22) 申请日 2011.05.13

G02B 7/28 (2006.01)

(30) 优先权数据

G02B 7/36 (2006.01)

2010-192734 2010.08.30 JP

G02B 23/24 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013.01.08

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/061096 2011.05.13

(87) PCT申请的公布数据

W02012/029357 JA 2012.03.08

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 岩崎智树

(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 于靖帅

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

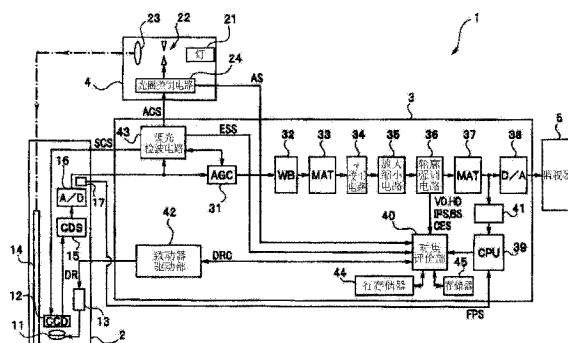
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 12 页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

内窥镜装置(1)具有：物镜光学系统(11)，其具有可动透镜；CCD(12)，其经由物镜光学系统(11)对被摄体进行摄像；轮廓强调部(36)，其从CCD(12)输出的图像进行轮廓强调，输出轮廓成分信号；对焦评价部(40)，其通过判定轮廓成分信号的信号分布来判定对焦状态；以及致动器驱动部(42)，其根据对焦状态使可动透镜移动到对焦位置。



1. 一种内窥镜装置，其特征在于，具有：

物镜光学系统，其具有可动透镜；

摄像部，其经由所述物镜光学系统对被摄体进行摄像；

轮廓强调部，其对从所述摄像部输出的图像进行轮廓强调，输出轮廓成分信号；

对焦状态判定部，其通过判定所述轮廓成分信号的信号分布来判定对焦状态；以及

驱动控制部，其根据所述对焦状态使所述可动透镜移动到对焦位置。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述轮廓成分信号是根据所述图像中的关注像素的像素值和该关注像素周围的多个像素的像素值计算得到的每个像素的边缘成分信号，

当一边在所述图像中沿着规定方向逐个像素地偏移一边进行计算而生成的多个轮廓成分信号具有规定分布时，对焦状态判定部判定为处于所述对焦状态。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置，其特征在于，

从所述摄像部输出的所述图像具有多行的焦点检测像素组，

对焦状态判定部根据各行中具有所述规定分布的所述多个轮廓成分信号的所述规定分布的数量，进行所述对焦状态的判定。

4. 根据权利要求 3 所述的内窥镜装置，其特征在于，

在沿着所述规定方向逐个像素地生成所述多个轮廓成分信号并输出时，所述规定分布具有单调增大的多个信号部分和接着该单调增大的多个信号部分的单调减小的多个信号部分，

所述单调增大的多个信号部分和所述单调减小的多个信号部分在所述规定分布中分别包含 1 个。

5. 根据权利要求 4 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述内窥镜装置具有信号值比较部，该信号值比较部对所述轮廓成分信号的最大值和规定阈值进行比较，

所述驱动控制部根据所述对焦状态判定部的所述对焦状态和所述信号值比较部的比较结果，对所述可动透镜的移动进行控制。

6. 根据权利要求 5 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述规定阈值有多个，根据所述内窥镜装置的观察模式而不同。

7. 根据权利要求 5 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述规定阈值有多个，根据所述内窥镜装置的自动增益控制电路的接通和断开的状态而不同。

8. 根据权利要求 1 ~ 7 中的任意一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述内窥镜装置具有钳子位置检测部，该钳子位置检测部检测通过所述摄像部进行摄像而得到的图像中的钳子位置，

所述对焦状态判定部根据来自所述钳子位置检测部的钳子位置信息，设定用于判定所述对焦状态的所述图像中的输出所述轮廓成分信号的像素位置。

9. 根据权利要求 1 ~ 7 中的任意一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述内窥镜装置具有亮度值检测部，该亮度值检测部检测所述图像的各像素的亮度值，

所述内窥镜装置具有管腔检测部，该管腔检测部根据所述亮度值检测部中检测到的亮度值来检测管腔，

所述对焦状态判定部根据由所述管腔检测部检测到的所述管腔的位置信息，设定用于判定所述对焦状态的所述图像中的对焦判定区。

10. 根据权利要求 9 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述对焦状态判定部将所述图像分割为多个区，在该多个区中，将根据所述管腔的位置信息而视为存在所述管腔的区以外的区设定为所述对焦判定区。

11. 根据权利要求 1～7 中的任意一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述内窥镜装置具有亮度值检测部，该亮度值检测部检测所述图像的各像素的亮度值，

所述对焦状态判定部将所述亮度值检测部中检测到的亮度值为规定阈值以上的像素的轮廓成分信号除去而判定所述轮廓成分信号中包含的信号分布。

12. 根据权利要求 1～7 中的任意一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述内窥镜装置具有距离估计部，该距离估计部估计与所述被摄体之间的距离，

所述驱动控制部根据估计出的距离，对所述可动透镜的驱动和停止进行控制。

13. 根据权利要求 12 所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述内窥镜装置具有：

电子快门状态检测部，其检测所述摄像部的电子快门的状态；以及

光圈值检测部，其检测对来自光源装置的照明光的光量进行调整的光圈值，

所述距离估计部根据所述电子快门的状态和所述光圈值中的至少一方，估计与所述被摄体之间的距离。

14. 根据权利要求 1～7 中的任意一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述内窥镜装置具有运动检测部，该运动检测部检测所述图像中的所述被摄体的运动，

所述对焦状态判定部根据检测到的所述被摄体的运动，进行所述所述轮廓成分信号的信号分布的判定。

15. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，其特征在于，

在检测到的所述被摄体的运动为规定运动阈值以上时，所述对焦状态判定部不进行所述所述轮廓成分信号的信号分布的判定。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜装置，特别涉及能够判定图像的对焦状态的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 以往，在医疗领域和工业领域中广泛利用内窥镜装置。例如，在医疗领域中，手术医生将内窥镜插入部插入体腔内，在监视器中映出通过设于插入部前端的摄像元件进行摄像而得到的被摄体图像，由此，能够进行被摄体部位的观察并进行诊断。近年来，具有所谓的自动对焦功能的内窥镜装置也得到实用化。例如，具有将焦点位置设定为近点位置和远点位置中的任意一方并且能够进行其切换的内窥镜装置。

[0003] 一般根据通过轮廓强调信号的电平比较而得到的对焦评价实现内窥镜图像的自动对焦功能。例如，如日本特开 2004-258360 号公报所公开的那样，还提出了如下方案：在内窥镜装置中，利用轮廓强调处理进行图像的对焦评价。

[0004] 但是，在仅基于通过轮廓强调处理而得到的轮廓强调信号的电平比较的方法中，存在对焦评价的精度低的问题。这是因为，由于对轮廓强调信号和规定阈值进行比较，所以，在整个图像中，在亮度值较大的图像和亮度值较小的图像中，对焦评价不同。

[0005] 因此，本发明是鉴于这种问题而完成的，其目的在于，提供能够使用轮廓成分信号进行高精度的对焦评价的内窥镜装置。

发明内容

[0006] 用于解决课题的手段

[0007] 本发明的一个方式的内窥镜装置具有：物镜光学系统，其具有可动透镜；摄像部，其经由所述物镜光学系统对被摄体进行摄像；轮廓强调部，其对从所述摄像部输出的图像进行轮廓强调，输出轮廓成分信号；对焦状态判定部，其通过判定所述轮廓成分信号的信号分布来判定对焦状态；以及驱动控制部，其根据所述对焦状态使所述可动透镜移动到对焦位置。

附图说明

[0008] 图 1 是示出本发明的实施方式的内窥镜装置的结构的结构图。

[0009] 图 2 是用于说明本发明的实施方式的图像区域的图。

[0010] 图 3 是用于说明本发明的实施方式的存在白斑等的情况下像素校正处理的内容的图。

[0011] 图 4 是用于说明本发明的实施方式的存在白斑等的情况下像素校正处理的内容的图。

[0012] 图 5 是用于说明本发明的实施方式的存在白斑等的情况下像素校正处理的内容的图。

[0013] 图 6 是用于说明本发明的实施方式的存在白斑等的情况下像素校正处理的内

容的图。

[0014] 图 7 是用于说明本发明的实施方式的存在白斑等的情况下像素校正处理的内容的图。

[0015] 图 8 是用于说明本发明的实施方式的存在白斑等的情况下像素校正处理的内容的图。

[0016] 图 9 是示出本发明的实施方式的放大缩小电路 35 的结构的框图。

[0017] 图 10 是用于说明本发明的实施方式在放大缩小电路 35 中进行处理的图像的变化的图。

[0018] 图 11 是示出本发明的实施方式的有效像素区域 VA 内的四个象限内的区 IV 中检测到管腔 LM 的情况的例子。

[0019] 图 12 是示出本发明的实施方式的有效像素区域 VA 内的四个象限内的区 III 和区 IV 中检测到管腔 LM 的情况的例子。

[0020] 图 13 是示出本发明的实施方式在图像区域 VA 内未检测到管腔 LM 的情况的例子。

[0021] 图 14 是用于说明本发明的实施方式在有效像素区域 VA 内存在光晕部分、该光晕部分施加给焦点检测用像素组 FDA、FDA1 的状态的图。

[0022] 图 15 是用于说明本发明的实施方式的图像中的边缘部分中的轮廓成分信号 CES 的示意图。

[0023] 图 16 是用于说明本发明的实施方式在有效像素区域 VA 中不存在明确的边缘部分的情况下生成的轮廓成分信号 CES 的图。

[0024] 图 17 是示出本发明的实施方式的对焦评价部 40 的结构的框图。

[0025] 图 18 是示出本发明的实施方式的管腔检测部 51 和对焦评价区选择部 52 的处理流程的例子的流程图。

[0026] 图 19 是示出本发明的实施方式的管腔检测部 51 和对焦评价区选择部 52 的处理流程的例子的流程图。

[0027] 图 20 是用于说明本发明的实施方式与焦点检测用像素组 FDA 的像素位置对应的对焦评价区有效信号的 H 区域的位置的移位的图。

[0028] 图 21 是示出本发明的实施方式的光晕检测部 53、形状检测部 54、阈值比较部 55、焦点切换指示部 56 和 CPU I/F 部 58 的处理流程的例子的流程图。

[0029] 图 22 是示出本发明的实施方式的光晕检测部 53、形状检测部 54、阈值比较部 55、焦点切换指示部 56 和 CPU I/F 部 58 的处理流程的例子的流程图。

具体实施方式

[0030] 下面，参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0031] (整体结构)

[0032] 首先，根据图 1 对本实施方式的内窥镜装置的结构进行说明。图 1 是示出本实施方式的内窥镜装置的结构的结构图。

[0033] 如图 1 所示，内窥镜装置 1 构成为具备具有插入部的内窥镜 2、处理器 3、光源装置 4、监视器 5。内窥镜装置 1 具有通常观察图像、窄带观察图像等的各种观察模式，能够设定

用户在哪个模式下对被摄体进行观察。

[0034] 内窥镜 2 包括设置在插入部的前端部的物镜光学系统 11、以摄像面到达物镜光学系统 11 的焦点位置的方式配设的 CCD12、用于驱动物镜光学系统 11 的一部分透镜以进行焦点调节的致动器 13、用于从插入部的前端部照射照明光的由光纤束构成的光导 14、相关双采样电路(以下称为 CDS 电路) 15、模拟数字转换电路(以下称为 A/D 转换电路) 16、ROM17。

[0035] 光导 14 的前端部固定在插入部的前端部的照明用开口部中。来自光源装置 4 的照明光从光导 14 的基端部入射，通过光导 14 而从光导 14 的前端部出射，对被摄体进行照明。

[0036] 来自被摄体的反射光通过具有可动透镜的物镜光学系统 11，在作为摄像部的 CCD12 的摄像面上成像。CCD12 对形成在摄像面上的被摄体像进行光电转换，将其输出到 CDS 电路 15。CDS 电路 15 对摄像信号进行相关双采样处理，将其输出到 A/D 转换电路 16。A/D 转换电路 16 将摄像信号从模拟信号转换为数字信号，将其输出到处理器 3。

[0037] 在作为非易失性存储器的 ROM17 中存储有后述钳子位置信息、左右反转信息。当内窥镜 2 与处理器 3 连接时，能够通过处理器 3 读出 ROM17 的钳子位置信息等。

[0038] 钳子能够贯穿插入到设于内窥镜 2 的插入部的通道(未图示)中。钳子能够从设于插入部的前端部的前端开口部突出。突出的钳子的前端部出现在通过 CCD12 进行摄像而得到的内窥镜图像内，但是，根据插入部的前端部的构造和通道开口与 CCD12 的位置关系，预先决定在内窥镜图像内出现的钳子的位置。换言之，由于按照每个内窥镜而预先存储内窥镜图像内出现的钳子的位置，所以，钳子位置信息存储在 ROM17 中。

[0039] 进而，在 ROM17 中还存储有指示图像的左右判定的左右反转信息。内窥镜具有侧视用内窥镜，在内窥镜的插入部的前端部配置棱镜，取得插入部的侧面方向的图像。该情况下，在 CCD12 的摄像面上投影左右反转后的被摄体像。由此，在 ROM17 中存储例如左右反转标志这样的左右反转信息，CPU39 读出该左右反转信息，在该左右反转标志为“1”时，在图像处理中执行左右反转处理。根据来自 CPU39 的指示，由后述的放大缩小电路 35 或未图示的其他电路执行左右反转处理。

[0040] 光源装置 4 构成为具有灯 21、光圈 22、透镜 23、光圈控制电路 24。来自灯 21 的光经由由光圈控制电路 24 控制的光圈 22 而出射到透镜 23。透镜 23 使光会聚到光导 14 的基端部。会聚的光作为照明光而通过光导 14 内，并从光导 14 的前端部出射。光圈控制电路 24 根据来自处理器 3 的光圈控制信号 ACS 对光圈 22 进行控制，并且，将当前的光圈值作为光圈值信号 AS 供给到处理器 3。由此，光圈控制电路 24 构成光圈值检测部，该光圈值检测部检测对来自光源装置 4 的照明光的光量进行调整的光圈值。

[0041] 处理器 3 构成为包括自动增益控制电路(以下称为 AGC 电路) 31、白平衡电路(以下称为 WB 电路) 32、矩阵电路(MAT) 33、伽马校正电路(以下称为 γ 校正电路) 34、放大缩小电路 35、轮廓强调电路 36、矩阵(MAT) 电路 37、数字模拟转换电路(以下称为 D/A 转换电路) 38、中央处理装置(以下称为 CPU) 39、对焦评价部 40、帧比较电路 41、致动器驱动部 42、调光检波电路 43、行存储器 44、存储器 45。

[0042] 来自内窥镜 2 的 A/D 转换电路 16 的摄像信号被供给到 AGC 电路 31，进行增益调整，然后供给到白平衡电路 32。白平衡电路 32 进行摄像信号的白平衡调整。AGC 电路 31 能够通过用户的设定而接通 / 断开。

[0043] 白平衡校正后的摄像信号被供给到用于生成各种图像的矩阵电路 33,生成与通常观察图像、窄带观察图像等的各种观察模式对应的图像。

[0044] 所生成的图像在伽马校正电路 34 中进行伽马校正,进而在放大缩小电路 35 中实施图像的放大和缩小处理,然后供给到轮廓强调电路 36。

[0045] 作为轮廓强调部的轮廓强调电路 36 对放大和缩小处理后的图像实施轮廓强调处理,将轮廓强调处理后的图像供给到矩阵电路 37。并且,轮廓强调电路 36 将后述的轮廓成分信号 CES 和亮度信号 BS 输出到对焦评价部 40。轮廓成分信号 CES 是按照每个像素而生成的信号。由此,轮廓强调电路 36 构成轮廓成分信号生成部。进而,轮廓强调电路 36 构成对图像的各像素的亮度值进行检测的亮度值检测部。

[0046] 另外,在本实施方式中,除了轮廓成分信号 CES 和亮度信号 BS 以外,轮廓强调电路 36 还将垂直驱动信号 VD、水平驱动信号 HD、和规定有效像素区域 VA 的图像位置信息 IPS 供给到对焦评价部 40。轮廓成分信号 CES 在后面叙述。

[0047] 矩阵电路 37 生成用于输出到监视器 5 的图像,将其供给到 D/A 转换电路 38。监视器 5 根据由 D/A 转换电路 38 转换后的模拟信号的图像信号显示图像。

[0048] CPU39 根据来自未图示的处理器 3 的操作面板和内窥镜 2 的操作部的操作指示信号进行内窥镜装置 1 整体的控制,并且向对焦评价部 40 供给各种信息。

[0049] 进而,从帧比较电路 41 向 CPU39 输入连续的 2 个帧之间的图像的变化信息。例如,在将内窥镜的插入部插入体腔内时,由于由 CCD12 得到的影像的运动较快,所以,图像在帧之间大幅变化。帧比较电路 41 生成这种帧之间的图像的变化信息、例如变化量的信息并将其输出到 CPU39。

[0050] 对焦评价部 40 根据来自 CPU39 的各种信号、来自光圈控制电路 24 的光圈值信号 AS、来自后述的调光检波电路 43 的电子快门信息 ESS、来自轮廓强调电路 36 的轮廓成分信号 CES、亮度信号 BS、垂直驱动信号 VD、水平驱动信号 HD 和图像位置信息 IPS,进行对焦评价。如后所述,对焦评价部 40 构成通过判定轮廓成分信号 CES 的信号分布来判定图像的对焦状态的对焦判定部。在本实施方式中,对焦评价部 40 是由 CPU39 执行的软件程序。对焦评价部 40 一边在行存储器 44 和存储器 45 中存储必要信息一边进行处理。

[0051] 作为对焦判定部的对焦评价部 40 向致动器驱动部 42 供给驱动控制信号 DRC,致动器驱动部 42 向内窥镜 2 的致动器 13 输出驱动信号 DR。致动器 13 对物镜光学系统 11 的可动透镜进行驱动。致动器驱动部 42 向对焦评价部 40 反馈致动器 13 的状态。致动器驱动部 42 构成驱动控制部,该驱动控制部根据对焦状态而使物镜光学系统 11 的可动透镜移动到对焦位置。

[0052] 并且,CPU39 读出存储在内窥镜 2 的 ROM17 中的钳子位置信息,将其供给到对焦评价部 40。

[0053] 进而,CPU39 将各种信息供给到对焦评价部 40。各种信息例如是观察模式信息、禁止模式信息、各种设定值信息等。

[0054] 帧比较电路 41 逐次输入从矩阵电路 37 输出的图像的帧信息,对连续的 2 个帧进行比较,检测连续的 2 个帧之间的图像变化的程度。在连续的 2 个帧之间,图像变化较大的情况例如是进行了将内窥镜的插入部插入体腔内的操作的情况。

[0055] 帧比较电路 41 将连续的 2 个帧之间的图像的变化信息供给到 CPU39。

[0056] 调光检波电路 43 输入来自 A/D 转换电路 16 的摄像信号, 判定所得到的内窥镜图像整体的明亮度。调光检波电路 43 根据该明亮度生成光圈控制信号 ACS 并将其供给到光圈控制电路 24, 并且, 将针对 CCD12 的电子快门控制用的控制信号 SCS 供给到 CCD12。并且, 调光检波电路 43 构成对 CCD12 的电子快门的状态进行检测的电子快门状态检测部。

[0057] 进而, 调光检波电路 43 生成自动增益控制用的控制信号并将其供给到 AGC 电路 31。AGC 电路 31 根据来自调光检波电路 43 的画面整体的明亮度信息决定增益的设定值。另外, 调光检波电路 43 从 AGC 电路 31 接受增益值的反馈信号。

[0058] 另外, AGC 电路 31 的 AGC 电平较高时, 内窥镜图像本身较亮, 但是, 相反, 画面中出现的噪声较多, 所以, 后述的对焦评价部 40 中的焦点切换控制的精度低下。因此, 在 AGC 电平较高的情况下, 可以在轮廓强调电路 36 内设置低通滤波器, 使该低通滤波器的频带移位到更低频带, 从而改善 S/N。

[0059] (图像生成)

[0060] 这里, 对图像及其图像处理进行说明。

[0061] 图 2 是用于说明图像区域的图。如图 2 所示, CCD15 在由垂直驱动信号 VD 和水平驱动信号 HD 规定的像素区域 OA 内具有有效像素区域 VA。通过放大缩小电路 35 对内窥镜图像的显示中使用的有效像素区域 VA 的一部分进行放大或缩小, 在监视器 5 中显示该放大或缩小后的图像。

[0062] 通过从 CCD12 得到的像素区域 OA 的 XY 坐标的参数指定有效像素区域 VA, 对 CCD12 中以电气方式产生的不需要的信息(即非有效像素区域的图像)进行遮掩。

[0063] 进而, 为了在监视器 5 中显示图像, 在 HDTV 中考虑 16:9 或 4:3 等的纵横比, 需要改变放大率或者对放大处理后的图像的输出定时进行变更, 所以, 遮掩信号的输出定时也被变更。

[0064] 另外, 从 CCD12 输出的图像在光学上符合期望规格而不存在以电气方式产生的不需要的信息的情况下, 也可以不施加遮掩。进而, 即使以电气方式产生不需要的信息, 在与纵横比对应的显示区域以外, 也可以不施加遮掩。

[0065] 如上所述, 通过根据纵横比和放大率适当设定放大处理的对象区域的参数, 能够尽可能大地显示与纵横比对应的显示区域中显示的内窥镜图像, 能够得到高画质的监视器显示。即, 通过适当设定上述参数, 能够使放大处理的对象区域最大化, 所以, 尽可能地抑制放大处理中的放大率, 其结果, 能够在监视器 5 中显示良好画质的内窥镜图像。

[0066] 并且, 在 CCD15 的摄像面存在白斑和纵斑。因此, 在存在白斑和纵斑的情况下, 在处理器 3 中, 在输入到生成图像的矩阵电路 33 之前, 通过未图示的校正电路进行像素校正。

[0067] 图 3 ~ 图 8 是用于说明存在白斑等的情况下的像素的校正处理的内容的图。

[0068] 图 3 是用于说明某个像素为白斑像素、其周围 8 个像素为正常像素的情况的图。在图 3 中, 白斑像素 E 的像素值由下式(1)决定。即, 作为校正对象像素的像素 E 的像素值为周围像素 A、B、C、D、F、G、H、I 的像素值的平均值。另外, 在以下说明中, 各像素 A、B、C、D、E、F、G、H、I 的像素值由 A、B、C、D、E、F、G、H、I 表示。

[0069] $E = (A+B+C+D+F+G+H+I)/8 \cdots \text{式}(1)$

[0070] 图 4 是用于说明白斑像素位于图像四角的情况的图。在图 4 中, 位于左上角的白斑像素 E 的像素值由下式(2)决定。

[0071] $E = (3F+3H+2I)/8 \cdots \text{式(2)}$

[0072] 图 5 是用于说明白斑像素位于除了图像四角以外的图像的周围端部的情况的图。在图 5 中,位于上端的白斑像素 E 的像素值由下式(3)决定。

[0073] $E = (2D+2F+2H+G+I)/8 \cdots \text{式(3)}$

[0074] 图 6 是用于说明在与白斑像素相邻的像素中也存在白斑的情况的图。在图 6 中,在作为白斑像素的像素 E 上方相邻的像素 B 和斜上方的一个像素 A 均为白斑像素的情况下,白斑像素 E 的像素值由下式(4)决定。

[0075] $E = (2C+2D+F+G+H+I)/8 \cdots \text{式(4)}$

[0076] 图 7 是用于说明在与白斑像素相邻的像素中也存在白斑的其他情况的图。在图 7 中,在作为白斑像素的像素 E 的斜下方的两个像素 G、I 均为白斑像素的情况下,白斑像素 E 的像素值由下式(5)决定。

[0077] $E = (2D+2F+4H)/8 \cdots \text{式(5)}$

[0078] 图 8 是用于说明在与白斑像素相邻的像素中也存在纵斑的情况的图。在图 8 中,在作为白斑像素的像素 E 的左侧存在包含像素 A、D、G 的纵斑的情况下,白斑像素 E 的像素值由下式(6)决定。

[0079] $E = (2B+2F+2H+C+I)/8 \cdots \text{式(6)}$

[0080] 另外,在图 3 的情况下,作为校正对象像素的像素 E 的像素值也可以将隔着像素 E 的 2 个像素的像素值之差最小的组的像素的像素值的平均值作为白斑像素 E 的像素值。例如,在图 3 的情况下,在 A 与 I 的组、B 与 H 的组、C 与 G 的组、D 与 F 的组中,如果各个差的绝对值 $|A-I|$ 、 $|B-H|$ 、 $|C-G|$ 、 $|D-F|$ 中的最小的组为 A 与 I 的组,则可以将像素 A 与 I 的像素值的平均值作为白斑像素 E 的像素值。

[0081] 图 9 是示出放大缩小电路 35 的结构的框图。图 10 是用于说明在放大缩小电路 35 中处理的图像的变化的图。

[0082] 如图 9 所示,放大缩小电路 35 包括图像缩放存储器 35A 和图像缩放块 35B。使用包含有在放大处理和缩小处理双方中共同使用的处理模块的图像缩放块 35B 和共同使用的图像缩放存储器 35A,进行图像的放大和缩小。从图像缩放块 35B 对图像缩放存储器 35A 写入图像数据,通过图像缩放块 35B 读出图像缩放存储器 35A 的图像数据。

[0083] 从伽马校正电路 34 向图像缩放块 35B 输入交织方式的输入图像。如图 10 所示,奇数场和偶数场的各图像交替作为存储器写入图像而写入图像缩放存储器 35A 中。通过图像缩放块 35B 读出写入图像缩放存储器 35A 中的图像数据,实施放大处理或缩小处理,作为输出图像而输出。根据内部模式为放大模式还是缩小模式,决定进行放大处理还是进行缩小处理。

[0084] 因此,在产生从放大模式向缩小模式的迁移时,由于无法同时执行放大处理和缩小处理,所以,在该迁移时的变化点,向监视器 5 输出用户无法识别的图像。

[0085] 因此,在本实施方式的放大缩小电路 35 中,为了避免这种问题,在从放大模式向缩小模式迁移时,在中途输出不会对放大处理和缩小处理造成影响的等倍图像。即,监视器 5 中显示的图像从放大图像变化为等倍图像,然后从等倍图像变化为缩小图像。其结果,监视器 5 中显示的图像一边显示用户能够识别的图像一边迁移。

[0086] 另外,以上说明了从放大模式向缩小模式迁移时的例子,但是,在从缩小模式向放

大模式迁移时,也可以进行同样的处理。

[0087] (对焦判定区的选择)

[0088] 接着,对判定(即评价)有效像素区域 VA 内的对焦状态的区(以下也称为对焦评价区) FEA 进行说明。

[0089] 图 11 ~ 图 13 是用于说明有效像素区域 VA 内的对焦评价区 FEA 的图。另外,这里,说明了有效像素区域 VA 由 4 分割的区构成的例子,但是,分割数也可以是 4 个以外。

[0090] 有效像素区域 VA 具有 4 分割的 4 个区。各区具有焦点检测用的焦点检测用像素组 FDA。并且,有效像素区域 VA 具有全体的焦点检测用像素组 FDA1。焦点检测用像素组 FDA、FDA1 的像素位置预先设定在图像区域 VA 内。如图 11 ~ 图 13 所示,各焦点检测用像素组 FDA、FDA1 具有多个(这里为 3 个)行状的焦点检测用像素组。

[0091] 这是为了避免如下情况:当使用各区内的全部像素作为焦点检测用像素时,焦点检测用的电路规模增大,在各区内,预先决定用于焦点检测的像素。

[0092] 图 11 是示出在有效像素区域 VA 内的四个象限内的第 4 象限 IV(以下称为区 IV)中检测到管腔 LM 的情况的例子。在图 11 的情况下,第 2 象限 II(以下称为区 II)内的焦点检测用像素组 FDA 用于焦点检测。在有效像素区域 VA 内检测管腔 LM 的方法在后面叙述。

[0093] 图 12 是示出在有效像素区域 VA 内的四个象限内的第 3 象限 III(以下也称为区 III)和区 IV 中检测到管腔 LM 的情况的例子。在图 12 的情况下,第 1 象限 I(以下也称为区 I)和区 II 内的焦点检测用像素组 FDA 用于焦点检测。

[0094] 即,以上的例子是对有效像素区域 VA 进行 4 分割的例子,当在内窥镜图像中检测到管腔 LM 时,将与存在管腔 LM 的象限相反极的象限的区作为对焦评价区 FEA。

[0095] 如上所述,当在内窥镜图像中检测到管腔 LM 时,选择不存在管腔 LM 的区作为对焦评价区 FEA。另外,在具有多个不存在管腔 LM 的区的情况下,也可以选择其中平均亮度最高的区作为对焦评价区 FEA。

[0096] 图 13 是示出在图像区域 VA 内未检测到管腔 LM 的情况的例子。在图 13 的情况下,图像区域 VA 的中央部 CA 的焦点检测用像素组 FDA1 用于焦点检测。

[0097] 如上所述,根据检测到的管腔 LM 的位置和未检测到管腔 LM 的情况,预先决定哪个区作为对焦评价区 FEA。

[0098] (光晕像素消除)

[0099] 并且,当在有效像素区域 VA 内存在光晕部分时,如果将光晕部分的像素的像素值用于焦点检测,则焦点检测的精度降低。这是因为,由于在光晕部分存在明确的边缘部分,所以在对焦评价部 40 中可能误判定为处于对焦状态。因此,光晕部分的像素不用于焦点检测。

[0100] 图 14 是用于说明在有效像素区域 VA 内存在光晕部分、该光晕部分施加给焦点检测用像素组 FDA、FDA1 的状态的图。如图 14 所示,在对焦点检测用像素组 FDA 或 FDA1 施加虚线所示的光晕部分 HA 的情况下,后述的焦点检测用像素组中的光晕部分 HA 内的像素(斜线内的像素)不用于焦点检测。即,仅焦点检测用像素组 FDA、FDA1 中的光晕部分的像素以外的像素用于焦点检测。

[0101] 另外,不仅光晕部分 HA 内的像素,也可以包含光晕部分 HA 左右的几个像素(例如 3 个像素)在内,不用于焦点检测。

[0102] 如上所述,为了进行焦点检测,管腔这样的暗部和光晕部分的像素不用于焦点检测。

[0103] (轮廓强调电路)

[0104] 轮廓强调电路 36 根据有效像素区域 VA 的像素信号生成轮廓成分信号 CES 并输出到对焦评价部 40。本实施方式的轮廓成分信号 CES 是如下信号:包含沿着 XY 平面的二维图像的规定方向(这里为 X 方向)一边逐个像素地偏移一边根据关注像素的像素值及其周围的多个像素(这里为 8 个像素)的像素值进行计算而得到的每个像素的边缘成分信号。即,轮廓成分信号 CES 是如下信号:仅从通过对有效像素区域 VA 中的各像素计算边缘成分而得到的影像信号中提取作为轮廓信号的边缘成分。

[0105] 图 15 是用于说明图像中的边缘部分中的轮廓成分信号 CES 的示意图。轮廓强调电路 36 针对有效像素区域 VA 中的各行,在 X 方向上一边逐个像素地偏移一边按照每个关注像素计算边缘成分,作为轮廓成分信号 CES 进行输出。即,轮廓成分信号 CES 包含对有效像素区域 VA 的各像素计算出的多个具有正值的边缘成分值。由于边缘成分值是进行了结构强调后的值,所以,在具有明确的亮度值差的图像中的边缘部分中较大。

[0106] 如图 15 所示,在亮度信号 BS 的值的差较大、且对焦的图像的情况下,边缘成分值具有如下特性:在具有明确的亮度值差的边缘部分的中心 ec 附近的拐点 IP 处最大,随着远离该中心 ec 附近的拐点 IP 而逐渐减小。换言之,边缘成分值为在具有明确的亮度值差的边缘部分的中心 ec 附近的拐点 IP 的前后单调增大和单调减小的值。当沿着 X 方向并列描绘边缘成分的值时,轮廓成分信号 CES 成为具有三角形形状的柱状图。在有效像素区域 VA 的某行中,如果存在多个具有明确的亮度值差的边缘部分,则在该行中存在多个该三角形。而且,在不存在边缘部分的区域中,不输出轮廓成分信号 CES。

[0107] 与此相对,在不具有明确的亮度值差的图像中,不会得到图 15 所示的轮廓成分信号 CES 的数据。

[0108] 图 16 是用于说明在有效像素区域 VA 中不存在明确的边缘部分的情况下生成的轮廓成分信号 CES 的图。

[0109] 如图 16 所示,在亮度信号 BS 的值的差不大、不存在明确的边缘部分的情况下,各边缘部分的轮廓成分信号 CES 中的多个数据不是图 15 所示的具有朝向边缘的中央部逐渐增大、在中途的 1 个拐点后逐渐减小的值的单调增大和单调减小的数据。在有效像素区域 VA 中不存在明确的边缘部分的情况下、即模糊状态的图像的情况下,边缘部分中的各像素的轮廓成分信号 CES 不具有图 15 所示的三角形形状。

[0110] 如后所述,当一边在图像中沿着规定方向逐个像素地偏移一边进行计算而生成的多个轮廓成分信号 CES 具有规定分布时,判定为对焦状态。而且,在沿着规定方向逐个像素地生成多个轮廓成分信号 CES 并输出时,该规定分布具有单调增大的多个信号部分和接着该单调增大的多个信号部分的单调减小的多个信号部分,并且,单调增大的多个信号部分和单调减小的多个信号部分在规定分布中分别包含 1 个。

[0111] 另外,在单调增大与单调减小之间的拐点处,轮廓成分信号 CES 成为最大值,但是,具有最大值的轮廓成分信号 CES 不仅为 1 个,有时连续 2 个以上,例如,有时连续 2 次或 3 次。另外,以下对最大值的轮廓成分信号 CES 仅为 1 个的情况进行说明。

[0112] (对焦评价部的结构)

[0113] 图 17 是示出对焦评价部 40 的结构的框图。在本实施方式中,如上所述,对焦评价部 40 是通过由 CPU39 执行的软件程序而实现的处理部。

[0114] 对焦评价部 40 构成为具有管腔检测部 51、对焦评价区选择部 52、光晕检测部 53、形状检测部 54、阈值比较部 55、焦点切换指示部 56、距离估计部 57、CPU 接口部(以下称为 CPU/F) 58。

[0115] 管腔检测部 51 是检测图像中有无管腔的处理部。从轮廓强调电路 36 向管腔检测部 51 输入亮度信号 BS、CCD12 的垂直驱动信号 VD 和水平驱动信号 HD、规定有效像素区域 VA 的图像位置信息 IPS。

[0116] 管腔检测部 51 检测亮度值为规定阈值以下的像素、即暗部的像素,检测所检测到的暗部像素的区域的位置作为管腔 LM 的位置。例如,如果规定阈值以下的明亮度的像素具有规定大小以上的面积,则管腔检测部 51 将具有这种面积的部分的位置决定为管腔位置。由此,管腔检测部 51 根据检测到的亮度值来检测管腔 LM。

[0117] 然后,如图 11 或图 12 所示,管腔检测部 51 输出检测到管腔 LM 的位置信息、即象限信息。

[0118] 对焦评价区选择部 52 是选择有效像素区域 VA 内的对焦评价用的区并输出对焦评价区指示信号 FEIS 的处理部。CCD12 的垂直驱动信号 VD 和水平驱动信号 HD、规定有效像素区域 VA 的图像位置信息 IPS、钳子位置信息 FPS 被输入到对焦评价区选择部 52。

[0119] 如果是图 11 的情况,则由于在象限 IV 中检测到管腔 LM,所以,例如,对焦评价区选择部 52 输出选择区 II 作为对焦评价区 FEA 的对焦评价区指示信号 FEIS。同样,如果是图 12 的情况,则由于在区 III 和区 IV 中检测到管腔 LM,所以,例如,对焦评价区选择部 52 选择区 I 和区 II 的 2 个区作为对焦评价区 FEA,输出对焦评价区 FEA 内的对焦评价区指示信号 FEIS。

[0120] 进而,如果是图 13 的情况,则由于在有效像素区域 VA 内未检测到管腔 LM,所以,对焦评价区选择部 52 选择中央部的区 CA 作为对焦评价区 FEA,输出对焦评价区指示信号 FEIS。

[0121] 钳子位置信息 FPS 是图像上的钳子出现的位置信息。

[0122] 光晕检测部 53 是用于检测有效像素区域 VA 内的光晕部分的处理部。亮度信号 BS 和来自对焦评价区选择部 52 的对焦评价区指示信号 FEIS 被输入到光晕检测部 53。光晕检测部 53 检测所选择出的对焦评价区 FEA 内有无光晕,输出有无光晕和像素位置的信息。另外,能够根据该像素的像素值是否是规定阈值以上的像素值来判定有无光晕。

[0123] 形状检测部 54 是根据来自轮廓强调电路 36 的轮廓成分信号 CEA、对焦评价区指示信号 FEIS、来自光晕检测部 53 的信息进行形状检测处理的处理部。形状检测部 54 的处理内容在后面详细叙述。

[0124] 阈值比较部 55 是对从形状检测部 54 输出的具有三角形形状的轮廓成分信号 CES 和规定阈值进行比较并输出对焦评价结果信号 FRS 的处理部。

[0125] 例如,判定是否是从形状检测部 54 输出的具有三角形形状的轮廓成分信号 CES 的拐点 IP 的值(即最大值)为规定信号电平阈值以上的信号,小于规定信号电平阈值的轮廓成分信号 CES 作为噪声信号而去除,仅将噪声信号以外的轮廓成分信号 CES 用于对焦评价。

[0126] 进而,阈值比较部 55 根据在各行状焦点检测用像素组中是否检测到规定个数阈

值以上的具有三角形形状的轮廓成分信号 CES、以及这种规定个数阈值以上的具有三角形形状的行在多行中是否为规定行数阈值以上,输出表示是否对焦的对焦评价结果信号 FRS。
[0127] 例如,如果检测到 3 个以上的具有三角形形状的轮廓成分信号 CES 的行状焦点检测用像素组在对焦评价区 FEA 内为 2 行以上,则阈值比较部 55 输出表示在整个画面中对焦的对焦评价结果信号 FRS,如果为 1 行以下,则阈值比较部 55 输出表示在整个画面中未对焦的对焦评价结果信号 FRS。

[0128] 另外,信号电平阈值、个数阈值和行数阈值的各阈值能够变更设定,如后所述,能够由用户经由 CPU/F58 进行变更。

[0129] 焦点切换指示部 56 根据所输入的对焦评价结果信号 FRS,输出对焦点位置进行切换的焦点切换信号 FSWS。例如,在对焦评价结果信号 FRS 表示对焦的情况下,不输出焦点切换信号 FSWS,但是,在表示未对焦的情况下,输出焦点切换信号 FSWS。在内窥镜的焦点为 2 个阶段的情况下、例如焦点位置仅为近点和远点的 2 个位置的情况下,如果未对焦,则输出用于切换物镜光学系统 11 以使焦点位于另一个焦点位置的切换信号 FSWS。

[0130] 距离估计部 57 是进行估计内窥镜前端部与被摄体之间的距离的处理的处理部。为了不产生切换后的焦点位置位于未对焦的位置的状态而使用距离估计部 57。即,为了防止焦点切换控制的误动作,距离估计部 57 进行估计与被摄体之间的距离的处理。

[0131] 例如,在内窥镜的焦点位置具有近点和远点的 2 个位置时,在与被摄体之间的距离极近的情况下,将焦点位置从远点位置切换为近点位置。由此,距离估计部 57 估计与被摄体之间的距离是否为规定距离以上,将规定信号输出到阈值比较部 55,使得在与被摄体之间的距离较远时,在由于某些原因而判定为需要将焦点位置从远点位置切换为近点位置的情况下,在与被摄体之间的距离为规定距离以上时,不将焦点位置从远点位置切换为近点位置。

[0132] 距离估计部 57 不是直接计测从内窥镜的前端部到被摄体的距离,而是根据来自光源装置 4 的出射光量(即光圈值信号 AS)或电子快门信息(ESS),估计与被摄体之间的距离是否为规定距离以上。即,距离估计部 57 根据电子快门的状态和光圈值中的至少一方估计与被摄体之间的距离。

[0133] 来自光源装置 4 的出射光量与光圈 22 的光圈值相关。由于在与被摄体之间的距离较短时光量较少即可,所以光圈 22 缩小。由此,在来自光圈控制电路 24 的光圈值信号 AS 所表示的光圈为规定值以下时,视为与被摄体之间的距离为规定距离以上,距离估计部 57 输出规定信号。

[0134] 并且,电子快门信息 ESS 也和与被摄体之间的距离相关。如果与被摄体之间的距离较近,则针对被摄体的照影光量较多,所以,电子快门的快门速度较快。由此,在快门速度为规定速度值以下时,视为与被摄体之间的距离为规定距离以上,距离估计部 57 输出规定信号。

[0135] 因此,在焦点位置位于远点位置时,在距离估计部 57 估计为与被摄体之间的距离为规定距离以上的情况下,阈值比较部 55 禁止输出表示是否对焦的对焦评价结果信号 FRS。

[0136] 另外,相反,也可以在焦点位置位于远点位置时,仅在距离估计部 57 估计为与被摄体之间的距离为规定距离以下的情况下,阈值比较部 55 许可输出表示是否对焦的对焦

评价结果信号 FRS。

[0137] 并且,在焦点位置位于近点位置、但是与被摄体之间的距离短得超过了物镜光学系统 11 的被摄场深度极限的情况下,阈值比较部 55 禁止输出表示是否对焦的对焦评价结果信号 FRS。这是因为,在与被摄体之间的距离过近的情况下,不会对焦。

[0138] 因此,阈值比较部 55 根据估计出的距离对可动透镜的驱动和停止进行控制。CPU/F58 是将从 CPU39 供给的控制信号或控制信息供给到规定处理部的处理部。

[0139] 从 CPU39 输入感光度设定值、观察模式信息、AGC 电平,CPU I/F58 将这些信息供给到阈值比较部 55。阈值比较部 55 根据这些信息对上述各阈值进行变更。感光度设定值例如是与信号电平阈值有关的设定值,如后所述,通过对感光度设定值进行变更,检测到的轮廓成分信号 CES 的个数变化。

[0140] 并且,观察模式信息例如是表示观察模式是否是通常光观察、窄带光观察或荧光观察中的任意一个模式的信息,在阈值比较部 55 中,选择设定与观察模式对应的信号电平阈值。

[0141] 进而,AGC 电平是根据图像噪声的状态而设定的电平,通过变更 AGC 电平,能够变更信号电平阈值。

[0142] 并且,从 CPU39 输入禁止模式信息,CPU I/F58 将该禁止模式信息供给到焦点切换指示部 56。这里,禁止模式信息是表示在将内窥镜插入部插入被检体内的插入操作中时禁止焦点切换指示部 56 进行输出的禁止模式的信息。

[0143] 在将内窥镜插入部插入被检体内的插入操作中,内窥镜插入部的前端部与被检体之间的距离或近或远地频繁变化。在将内窥镜插入部插入被检体内的插入操作中,用户无法一边改变焦点距离一边对被检体进行观察。由此,在将内窥镜插入部插入被检体内的插入操作中,根据来自帧比较电路 41 的比较结果信号,当 CPU39 判定为连续的 2 个帧之间的图像变化规定阈值以上时,向对焦评价部 40 供给表示处于禁止模式的信息,使得不从对焦评价部 40 输出切换信号 FSWS。

[0144] (动作)

[0145] 接着,对对焦评价部 40 的处理流程进行说明。如上所述,对焦评价部 40 的各功能通过由 CPU39 执行的程序来实现。

[0146] 首先,对对焦评价部 40 的管腔检测部 51 和对焦评价区选择部 52 的处理进行说明。

[0147] 图 18 和图 19 是示出管腔检测部 51 和对焦评价区选择部 52 的处理流程的例子的流程图。

[0148] 首先,CPU39 根据垂直驱动信号 VD、水平驱动信号 HD 和图像位置信息 IPS 的信息,对有效像素区域 VA 进行 4 分割而成为 4 个区 I、II、III、IV (步骤(以下简称为 S)1)。

[0149] 接着,CPU39 计算各个区 I ~ IV 的亮度信号 BS 的平均值(S2),对各个区 I ~ IV 的平均值和规定阈值 THd 进行比较(S3)。

[0150] CPU39 判定是否在全部 4 个区 I、II、III、IV 中平均值为该阈值 THd 以上或该阈值 THd 以下(S4),在全部平均值为阈值 THd 以上或阈值 THd 以下时(S4 :是),视为没有管腔,选择中央部的区 CA 作为对焦评价区 FEA (S5)。

[0151] 在 S4 为“否”的情况下,CPU39 判定是否区 I、III 和 IV 的全部平均值为阈值 THd

以下、或只有区 IV 的平均值为阈值 THd 以下(S6)。

[0152] 在区 I、III 和 IV 的全部平均值为阈值 THd 以下、或只有区 IV 的平均值为阈值 THd 以下时(S6 :是), CPU39 视为管腔位于区 IV 中, 选择区 II 作为对焦评价区 FEA (S7)。

[0153] 在 S6 为“否”的情况下, CPU39 判定是否区 II、III 和 IV 的全部平均值为阈值 THd 以下、或只有区 III 的平均值为阈值 THd 以下(S8)。

[0154] 在区 II、III 和 IV 的全部平均值为阈值 THd 以下、或只有区 III 的平均值为阈值 THd 以下时(S8 :是), CPU39 视为管腔位于区 III 中, 选择区 I 作为对焦评价区 FEA (S9)。

[0155] 在 S8 为“否”的情况下, CPU39 判定是否区 I、II 和 III 的全部平均值为阈值 THd 以下、或只有区 II 的平均值为阈值 THd 以下(S10)。

[0156] 在区 I、II 和 III 的全部平均值为阈值 THd 以下、或只有区 II 的平均值为阈值 THd 以下时(S10 :是), CPU39 视为管腔位于区 II 中, 选择区 IV 作为对焦评价区 FEA (S11)。

[0157] 在 S10 为“否”的情况下, CPU39 判定是否区 I、II 和 IV 的全部平均值为阈值 THd 以下、或只有区 I 的平均值为阈值 THd 以下(S12)。

[0158] 在区 I、II 和 IV 的全部平均值为阈值 THd 以下、或只有区 I 的平均值为阈值 THd 以下时(S12 :是), CPU39 视为管腔位于区 I 中, 选择区 III 作为对焦评价区 FEA (S13)。

[0159] 在 S12 为“否”的情况下, CPU39 判定是否只有区 I 和 II 这 2 个区的平均值为阈值 THd 以下(S14)。

[0160] 在只有区 I 和 II 这 2 个区的平均值为阈值 THd 以下时(S14 :是), CPU39 视为管腔位于区 I 和 II 中, 选择区 III 和 IV 作为对焦评价区 FEA (S15)。

[0161] 在 S14 为“否”的情况下, CPU39 判定是否只有区 I 和 IV 这 2 个区的平均值为阈值 THd 以下(S16)。

[0162] 在只有区 I 和 IV 这 2 个区的平均值为阈值 THd 以下时(S16 :是), CPU39 视为管腔位于区 I 和 IV 中, 选择区 II 和 III 作为对焦评价区 FEA (S17)。

[0163] 在 S16 为“否”的情况下, CPU39 判定是否只有区 II 和 III 这 2 个区的平均值为阈值 THd 以下(S18)。

[0164] 在只有区 II 和 III 这 2 个区的平均值为阈值 THd 以下时(S18 :是), CPU39 视为管腔位于区 II 和 III 中, 选择区 I 和 IV 作为对焦评价区 FEA (S19)。

[0165] 在 S18 为“否”的情况下, CPU39 判定是否只有区 III 和 IV 这 2 个区的平均值为阈值 THd 以下(S20)。

[0166] 在只有区 III 和 IV 这 2 个区的平均值为阈值 THd 以下时(S20 :是), CPU39 视为管腔位于区 III 和 IV 中, 选择区 I 和 II 作为对焦评价区 FEA (S21)。

[0167] 在 S20 为“否”的情况下, CPU39 判定是否只有区 I 和 III 这 2 个区的平均值为阈值 THd 以下(S22)。

[0168] 在只有区 I 和 III 这 2 个区的平均值为阈值 THd 以下时(S22 :是), CPU39 判定区 II 的亮度平均值是否高于区 IV 的亮度平均值(S23)。

[0169] 在区 II 的亮度平均值高于区 IV 的亮度平均值时(S23 :是), CPU39 视为管腔位于区 I、III、IV 中, 选择区 II 作为对焦评价区 FEA (S24)。

[0170] 在 S23 为“否”的情况下, CPU39 视为管腔位于区 I、II、III 中, 选择区 IV 作为对焦评价区 FEA (S25)。

[0171] 在只有区 II 和 IV 为阈值 THd 以下时(S22:否), CPU39 判定区 I 的亮度平均值是否高于区 III 的亮度平均值(S26)。

[0172] 在区 I 的亮度平均值高于区 III 的亮度平均值时(S26:是), CPU39 视为管腔位于区 II、III、IV 中,选择区 I 作为对焦评价区 FEA (S27)。

[0173] 在 S26 为“否”的情况下, CPU39 视为管腔位于区 I、II、IV 中,选择区 III 作为对焦评价区 FEA (S28)。

[0174] 如上所述,将图像分割为多个区,在该多个区中,设定根据管腔的位置信息而视为存在管腔的区以外的区作为用于判定对焦状态的图像中的对焦评价区(即对焦判定区)。

[0175] 通过 S5、S7、S9、S11、S13、S15、S17、S19、S21、S24、S25、S27 和 S28 的处理,决定对焦评价区 FEA。由此,在这些处理后,CPU39 将与有效像素区域 VA 中的 3 行焦点检测用像素组 FDA、FDA1 的全部像素位置对应的对焦评价区有效(Enable)信号设为 HIGH (以下称为 H) (S29)。即,与有效像素区域 VA 内的各像素的位置对应地设定对焦评价区有效信号,但是,对焦评价区有效信号在焦点检测用像素组 FDA、FDA1 的像素位置处设定 H。另外,由于在 S15、S17、S19、S21 中选择 2 个区作为对焦评价区 FEA,所以,在这些情况下,与 6 行焦点检测用像素组 FDA 的像素位置对应的对焦评价区有效信号为 H。

[0176] 接着, CPU39 根据钳子位置信息 FPS,判定钳子位置所处的区与对焦评价区 FEA 是否一致(S30)。ROM17 和 S30 构成检测由 CCD12 进行摄像而得到的图像中的钳子位置的钳子位置检测部。

[0177] 在钳子位置所处的区与对焦评价区 FEA 一致时(S30:是), CPU39 判定在对焦评价区 FEA 内是否存在规定数以上的高亮度像素(S31)。S31 为“是”的情况、即存在规定数以上的高亮度像素的情况是从内窥镜的前端部突出的钳子的像包含在图像中的情况。

[0178] 因此,在 S31 为“是”的情况下,由于预先决定图像中出现的钳子的位置,所以,CPU39 使对焦评价区有效信号的 H 区域的位置移位到规定位置(S32)。

[0179] 图 20 是用于说明与焦点检测用像素组 FDA 的像素位置对应的对焦评价区有效信号的 H 区域的位置的移位的图。如图 20 所示,在对焦评价区 FEA 设定为区 IV 时,有时在图像上的区 IV 内出现钳子 FCP。因此,使对焦评价区有效信号的 H 区域的位置在对焦评价区 FEA 内移位,使得 3 行焦点检测用像素组 FDA 的位置从虚线所示的位置移动到实线所示的位置。S31、S32 是根据钳子位置信息使用于判定对焦状态的图像中的输出轮廓成分信号 CES 的像素位置移位并进行设定的处理部。

[0180] 在 S31 为“否”的情况下以及 S32 之后,CPU39 将对焦评价有效信号作为对焦评价区指示信号 FEIS 供给到形状检测部 54 (S33)。

[0181] 接着,对光晕检测部 53、形状检测部 54、阈值比较部 55、焦点切换指示部 56 和 CPU I/F 部 58 的处理进行说明。

[0182] 图 21 和图 22 是示出光晕检测部 53、形状检测部 54、阈值比较部 55、焦点切换指示部 56 和 CPU I/F 部 58 的处理流程的例子的流程图。

[0183] 首先,CPU39 开始从轮廓强调电路 36 中读出图像有效区域 VA 的轮廓成分信号 CES (S51)。CPU39 判定与读出的轮廓成分信号 CES 的像素位置对应的对焦评价区指示信号 FEIS 是否为 H (S52)。

[0184] 在与读出的轮廓成分信号 CES 有关的对焦评价区指示信号 FEIS 不为 H 的情况下

(S52 :否), 读入下一个轮廓成分信号 CES (S53), 转移到上述 S52 的处理。

[0185] 在与读出的轮廓成分信号 CES 有关的对焦评价区指示信号 FEIS 为 H 的情况下 (S52 :是), CPU3 判定是否在读出的轮廓成分信号 CES 的像素位置产生光晕(S54)。该判定能够根据来自轮廓强调电路 36 的亮度信号 BS 进行判定。根据亮度信号 BS 是否为用于判定有无产生光晕的规定阈值 THh 以上, 判定光晕的产生。

[0186] 在产生了光晕的情况下(S54 :是), CPU39 将该像素的轮廓成分信号 CES 转换为 0 (零) (S55)。在 S54 为“否”的情况下以及 S55 之后, CPU39 将轮廓成分信号 CES 存储在行存储器 44 中(S56)。

[0187] 如上所述, 判定除了检测到的亮度值为规定阈值 THh 以上的像素的轮廓成分信号 CES 以外的轮廓成分信号 CES 中包含的信号分布。

[0188] 然后, CPU39 读入下一个轮廓成分信号 CES (S57), 判定与读出的信号有关的对焦评价区指示信号 FEIS 是否为 L (S58)。

[0189] 在 S58 为“否”的情况下, 由于与读出的信号有关的对焦评价区指示信号 FEIS 为 H, 所以, 处理返回 S54。

[0190] 在 S58 为“是”的情况下, 1 行焦点检测像素组 FDA、FDA1 的轮廓成分信号 CES 的读出结束。由此, CPU39 从行存储器 44 的开头读出存储在行存储器 44 中的轮廓成分信号 CES (S59)。

[0191] CPU39 判定是否读出了行存储器 44 的最终像素的轮廓成分信号 CES (S60), 在未读出该最终像素的轮廓成分信号 CES 的情况下(S60 :否), 判定是否读出了两端为零、中间数据全部为正值、且数据个数为规定数(作为例子, 这里为 5 个)以上的数据组(S61)。

[0192] 在行存储器 44 中存储有对焦评价区的 1 行的焦点检测像素组 FDA、FDA1 的轮廓成分信号 CES。在该行中存储有边缘部分中的轮廓成分信号 CES。如果对焦了, 则连续存在图 15 所示的形状的轮廓成分信号 CES。如果未对焦, 则存在图 16 所示的形状的轮廓成分信号。在不存在边缘部分的区域中, 不出现轮廓成分信号 CES。由此, 在 S61 中, 判定是否读出了两端为零、中间数据全部为正值、且数据个数为规定数以上的数据组。

[0193] 在 S61 为“否”的情况下, 处理返回 S60。在 S61 为“是”的情况下, 将该数据组作为边缘数据存储在存储器 45 中(S62), 处理转移到 S60。

[0194] S60 为“是”的情况意味着读出了对焦评价区的 1 行的焦点检测像素组 FDA、FDA1 的轮廓成分信号 CES。

[0195] 接着, CPU39 判定在存储器 45 内是否存在未进行形状判定的边缘数据(S63)。在 S63 为“是”的情况下, CPU39 从存储器 45 中读出未进行形状判定的边缘数据(S64), 判定该边缘数据是否仅具有 1 个拐点、且该轮廓成分信号 CES 的值沿着 X 方向从增大变化为减小(S65)。

[0196] 在 S65 为“是”的情况下、即边缘数据具有图 15 所示的变化的情况下, CPU39 将该边缘数据判定为对焦边缘组(S66), 将该对焦边缘组中的最大(MAX)值存储在存储器 45 中(S67)。这样, 在 S65 中, 判定边缘数据的多个轮廓成分信号 CES 是否具有图 15 所示的规定信号分布, 在轮廓成分信号 CES 具有规定信号分布时, 该边缘数据被判定为对焦边缘组。

[0197] 在 S65 为“否”的情况下、即边缘数据不具有图 15 所示的变化的情况下, CPU39 将该边缘数据判定为非对焦边缘组(S68)。

[0198] 在 S67 和 S68 之后, 处理返回 S63。

[0199] 在 S63 为“否”的情况下、即读出全部边缘数据并进行了上述判定的情况下, 判定观察模式是否为窄带观察(NBI)模式(S69)。在 S69 为“是”的情况下, CPU39 从存储器 45 中删除 S67 中存储的最大值为规定阈值 α 以下的全部对焦边缘组(S70)。

[0200] 在 S69 为“否”的情况下以及 S70 之后, CPU39 判定自动增益控制(AGC)是否接通(S71)。在 S71 为“是”的情况下, CPU39 从存储器 45 中删除 S67 中存储的最大值为规定阈值 β 以下的全部对焦边缘组(S72)。

[0201] 在 S71 为“否”的情况下以及 S72 之后, CPU39 从存储器 45 中删除最大值为 γ 以下的全部对焦边缘(S73), 判定所设定的感光度是否较高(S74)。另外, 这里, 这些 α 、 β 和 γ 的关系为 $\alpha > \beta > \gamma$ 。S70、S72 和 S73 分别构成对轮廓成分信号 CES 的最大值和规定阈值进行比较的信号值比较部。由此, 规定阈值根据观察模式而不同, 并且根据自动增益控制(AGC)的接通和断开的状态而不同。

[0202] 在 S74 为“是”的情况下, CPU39 判定对焦边缘组的个数是否为规定个数、这里为 K 个以上(S75)。在 S75 为“是”的情况下, CPU39 判定被摄体的运动是否为规定值以下(S76)。根据来自帧比较电路 41 的变化信息, 判定是否存在被摄体的运动为与运动有关的规定阈值以上的运动。

[0203] 在 S76 为“是”的情况下、即被摄体的运动为规定值以下的情况下, CPU39 针对该行判定为对焦(S77)。

[0204] 在 S75 为“否”的情况下以及 S76 为“否”的情况下, CPU39 针对该行判定为非对焦(S78)。

[0205] 在 S74 为“否”的情况下、即感光度较低的情况下, CPU 判定对焦边缘组的个数是否为规定数以上、这里为 L 个以上(S79)。这里, $L > K$ 。当进行了高感光度设定时, 如果对焦边缘组的数量为 K 个(例如 3 个)以上, 则判定为对焦, 但是, 当未进行高感光度设定时, 如果对焦边缘组的数量不为 L 个(例如 5 个)以上, 则不判定为对焦(S79:否)。如上所述, 根据各行中具有规定分布的多个轮廓成分信号 CES 的规定分布的数量, 进行对焦状态的判定。

[0206] 在 S77 和 S78 的判定之后, CPU39 判定是否针对规定行数完成了上述处理(S80)。在 S80 中, 在本实施方式中, 由于在对焦评价区 FEA 中具有 3 行焦点检测像素组 FDA、FDA1, 所以, 判定是否针对全部 3 行完成了上述处理。

[0207] 在 S80 为“否”的情况下, 处理转移到 S51。即, 在本实施方式中, 由于焦点检测像素组 FDA、FDA1 为 3 行, 所以, 由于未针对全部 3 行进行上述处理, 因此对其余 2 行也进行上述处理。

[0208] 并且, 在 S80 为“是”的情况下, 由于针对规定行数完成了上述处理, 所以, CPU39 判定整个画面是否对焦(S81)。

[0209] 如果整个画面对焦, 则处理结束, 在整个画面未对焦的情况下, 向致动器驱动部 42 输出焦点切换指示信号(S82)。

[0210] 根据针对各行进行判定的结果, 决定整个画面是否对焦, 例如, 在判定为 3 行中 2 行以上对焦的情况下, 设整个画面对焦, 在对焦的行为 3 行中 1 行以下时, 设整个画面非对焦。

[0211] 如上所述, 根据上述本实施方式, 根据轮廓成分信号 CES 的信号分布是否为规定

分布,评价并判定对焦状态,并且,根据该轮廓成分信号 CES 的最大值与规定阈值的比较结果,对可动透镜的移动进行控制。

[0212] 因此,以往,仅通过轮廓强调处理所得到的轮廓强调信号的电平比较来进行对焦评价,所以对焦评价的精度降低,与此相对,在上述本实施方式中,进行轮廓成分信号 CES 的信号分布的判定,并且根据轮廓成分信号 CES 的信号电平与规定阈值的比较结果进行对焦状态的评价,进行对焦控制,所以,能够提高内窥镜装置的对焦评价的精度。

[0213] 如上所述,根据上述实施方式,能够实现能够使用轮廓成分信号进行高精度的对焦评价的内窥镜装置。

[0214] 本发明不限于上述实施方式,能够在不改变本发明主旨的范围内进行各种变更、改变等。

[0215] 本申请以 2010 年 8 月 30 日在日本申请的日本特愿 2010-192734 号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书和权利要求书中。

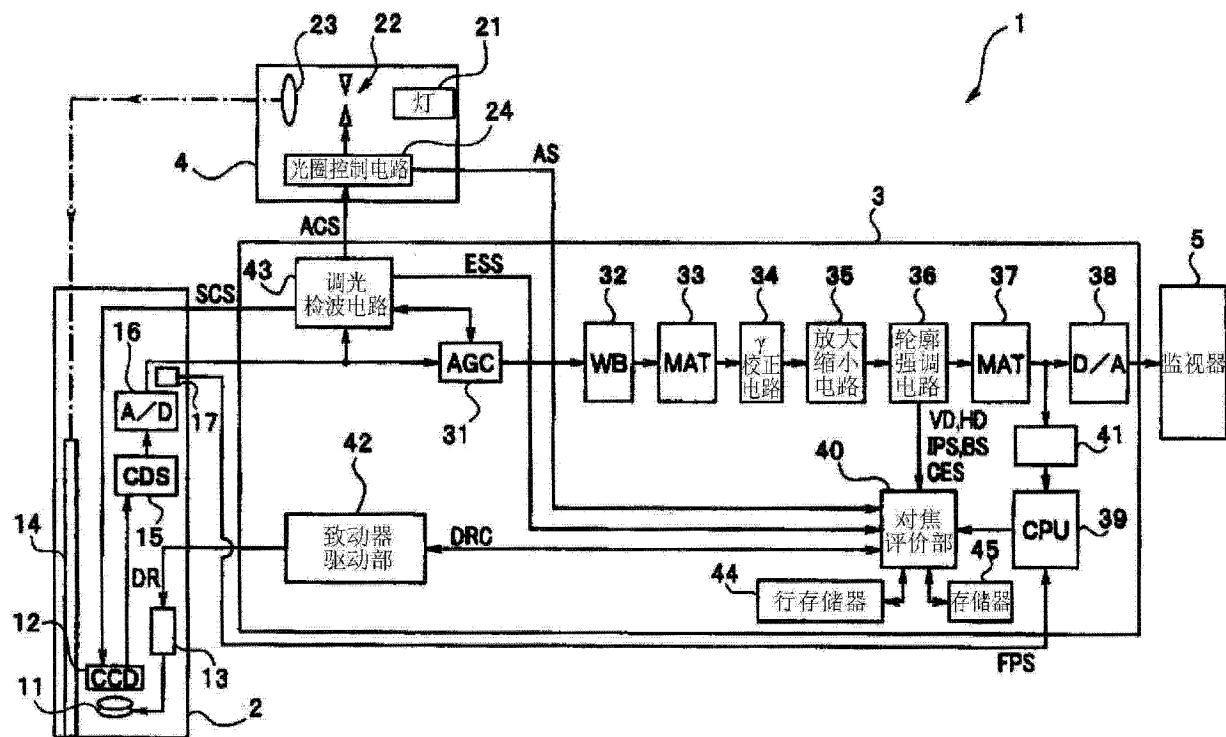


图 1

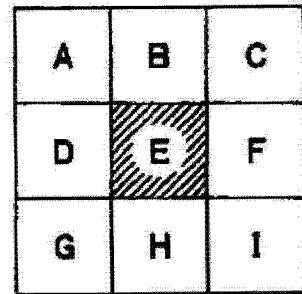
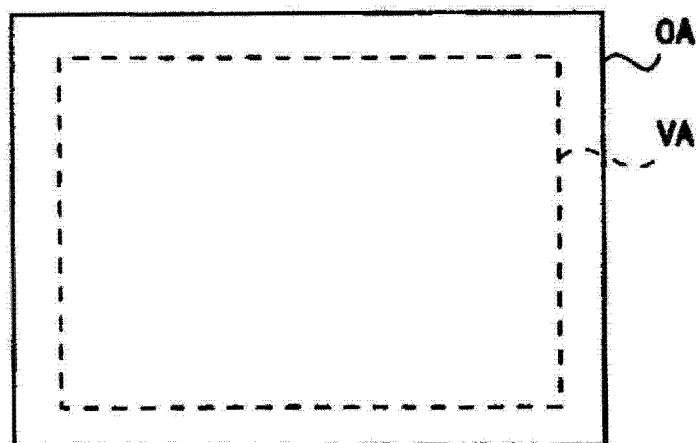


图 3

图 2

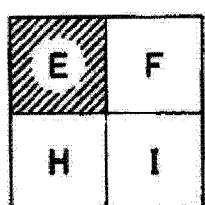


图 4

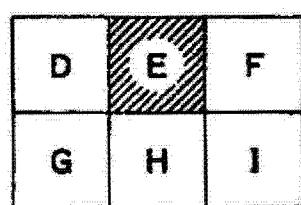


图 5

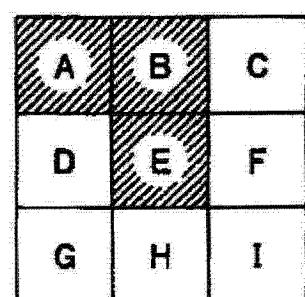


图 6

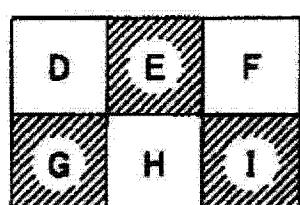


图 7

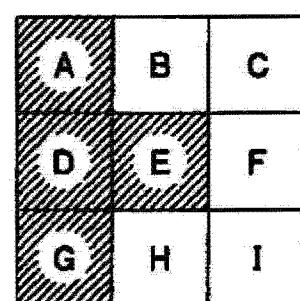


图 8

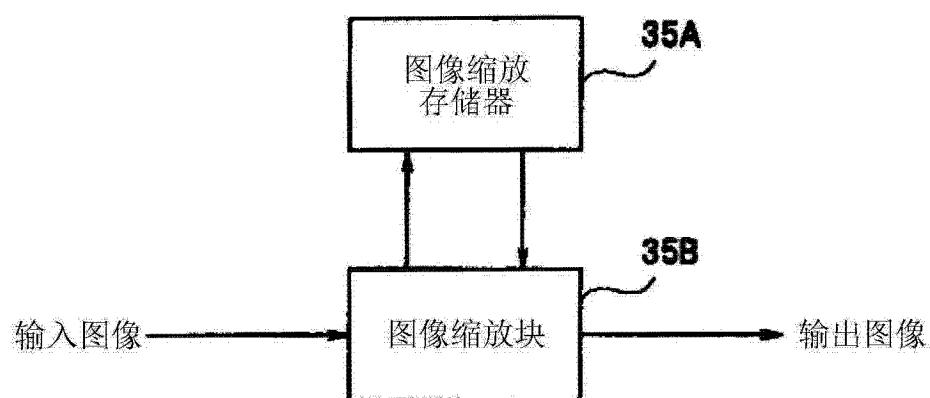


图 9

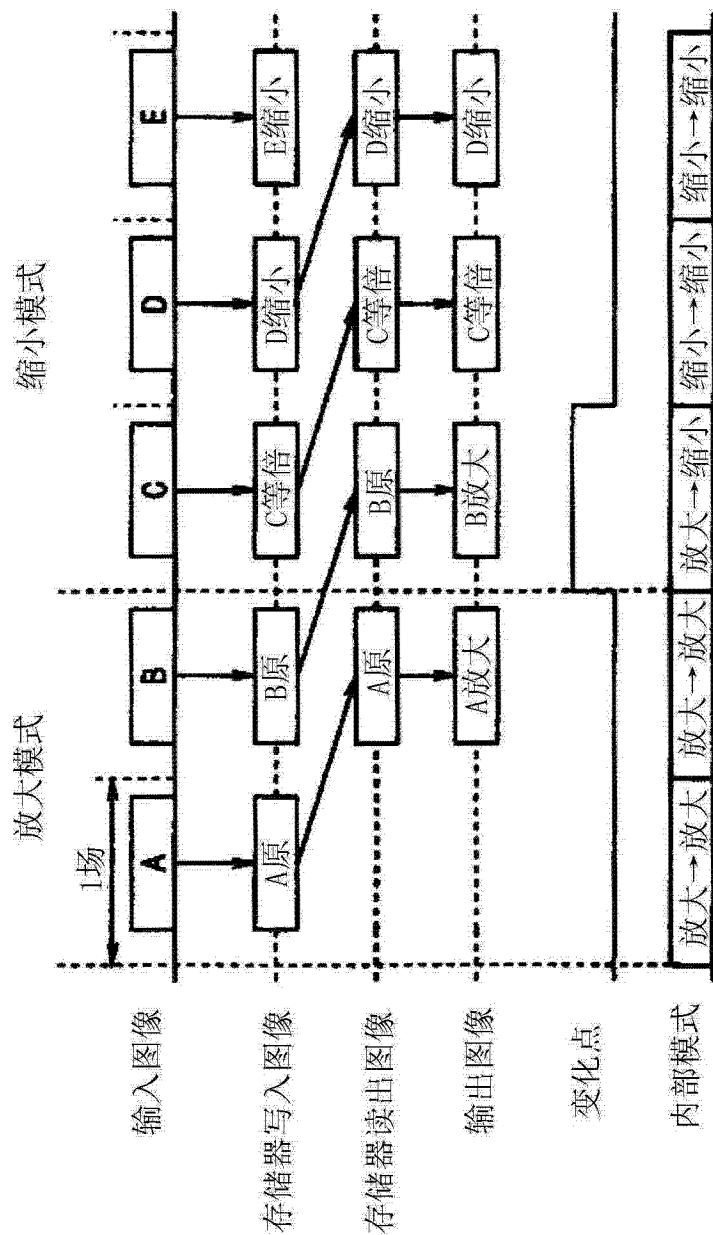


图 10

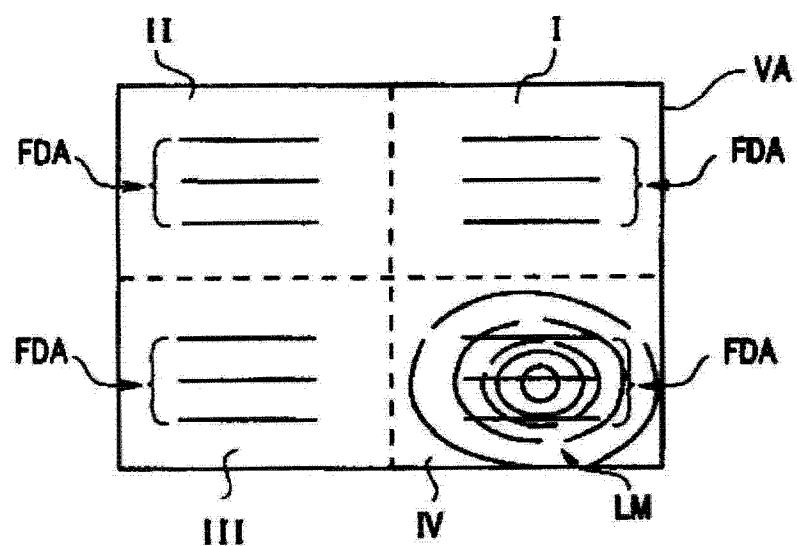


图 11

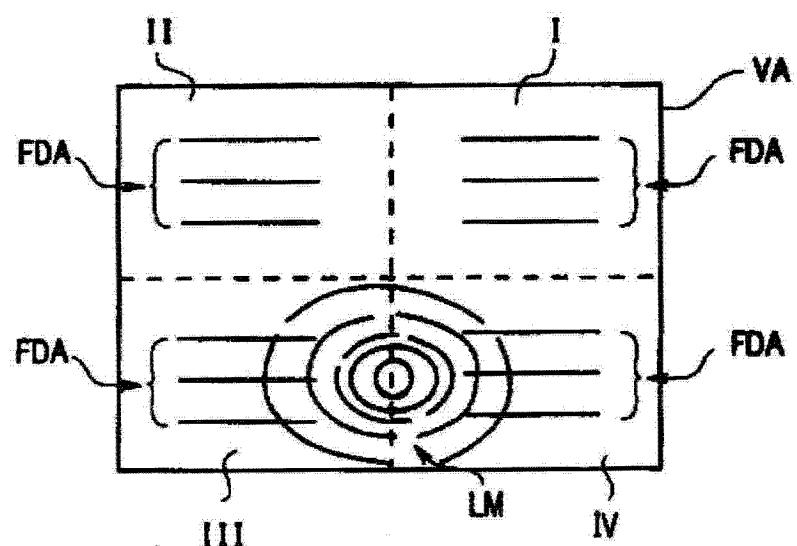


图 12

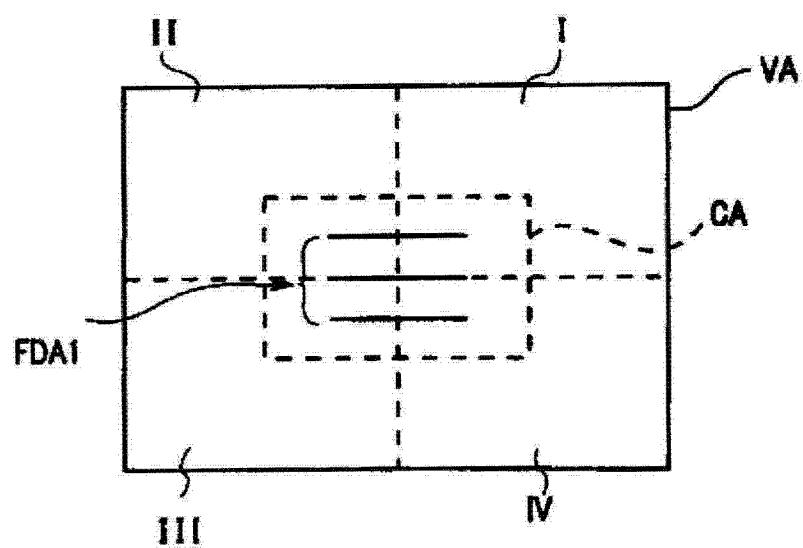


图 13

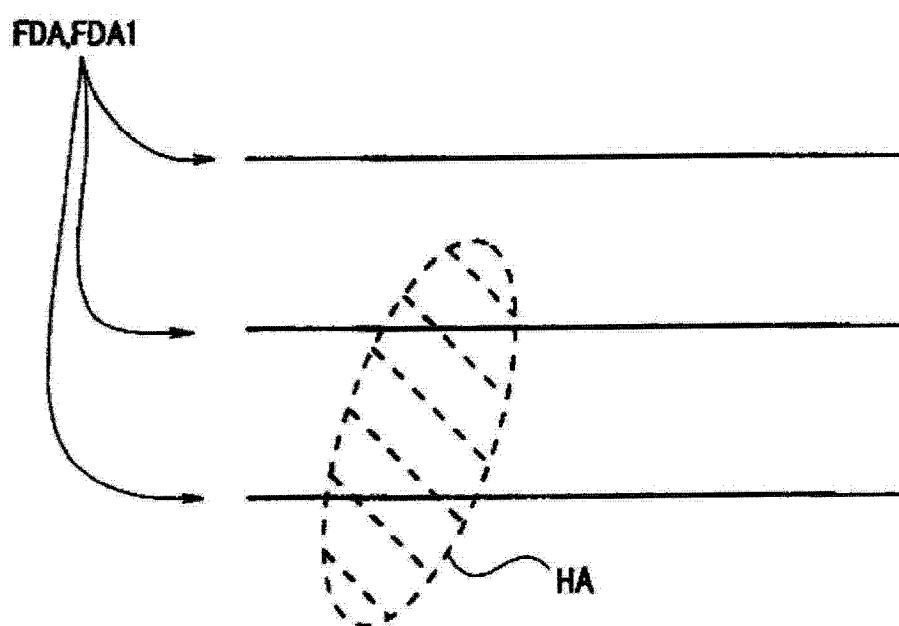


图 14

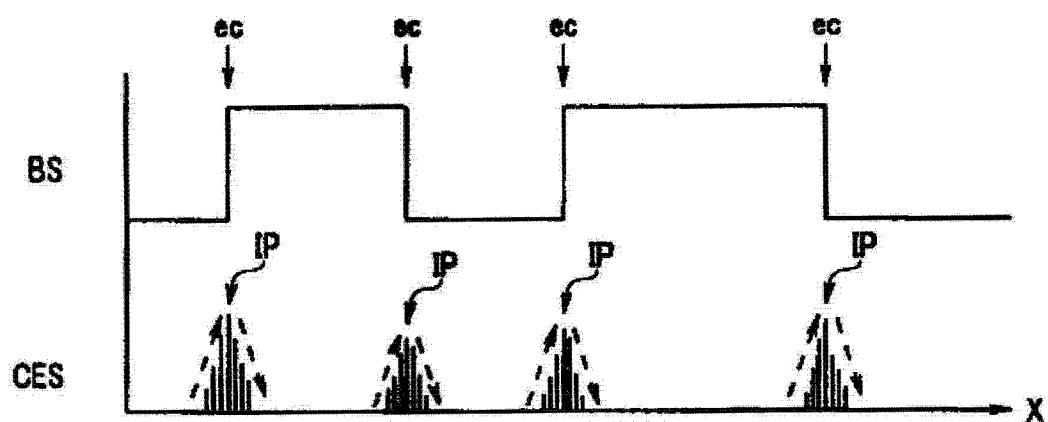


图 15

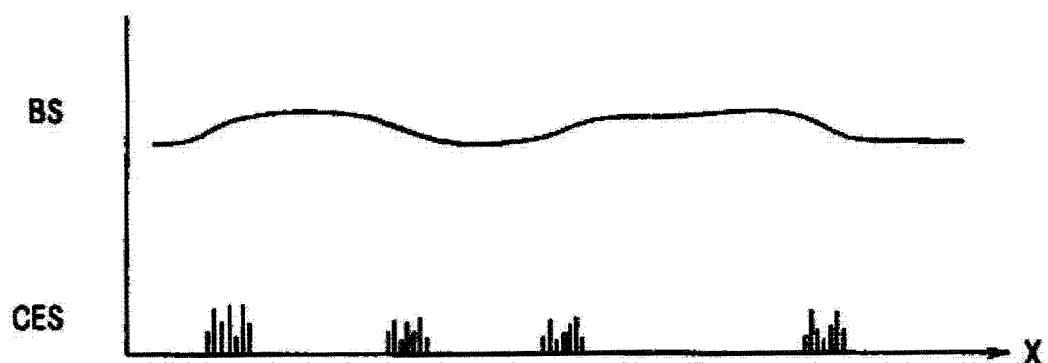


图 16

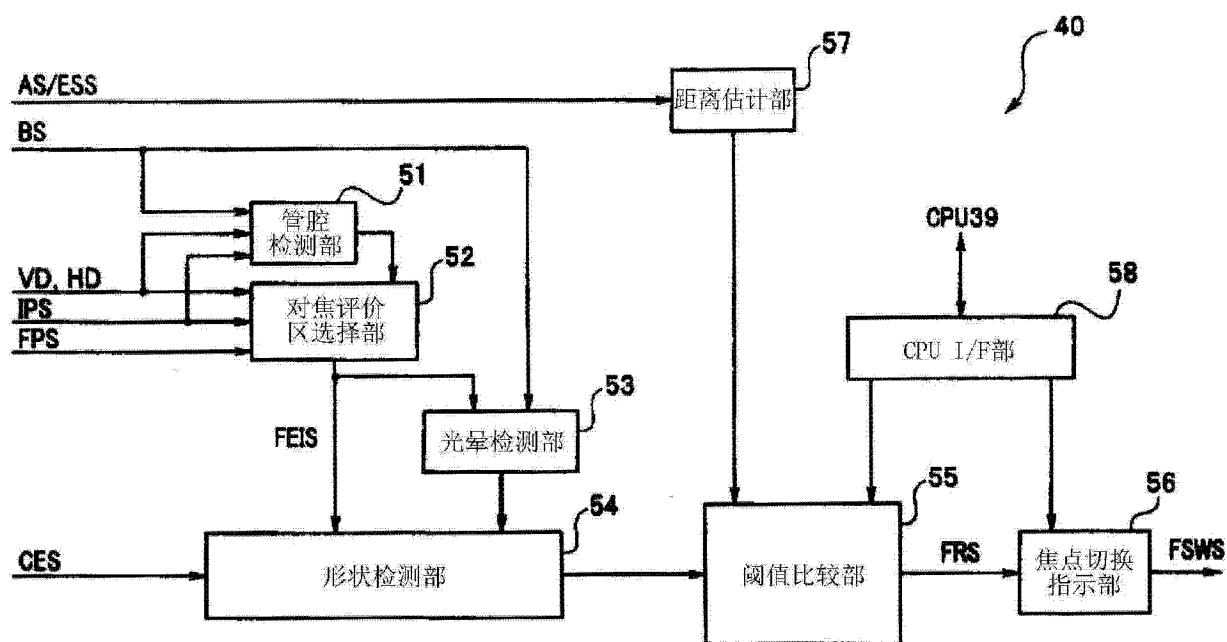


图 17

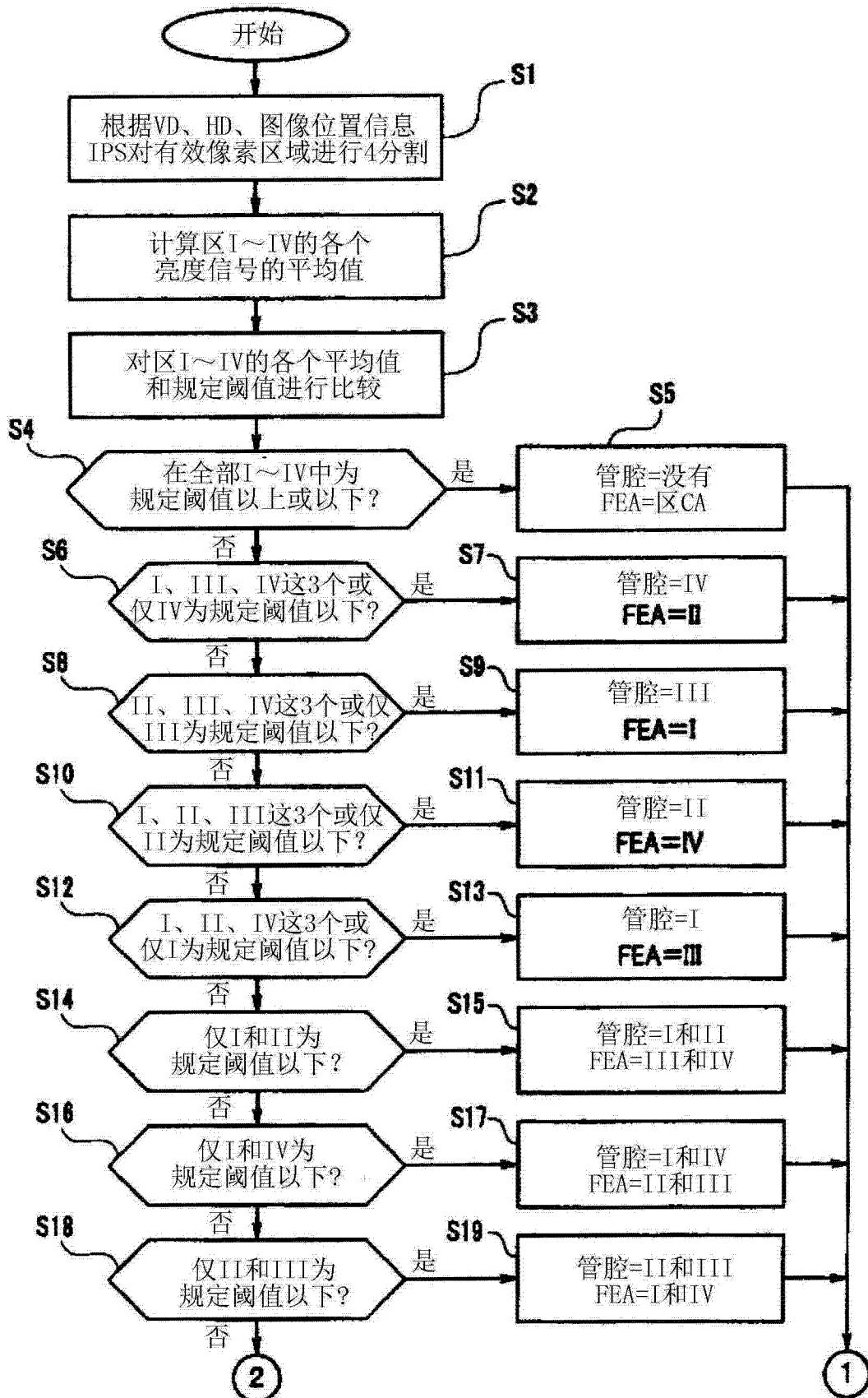


图 18

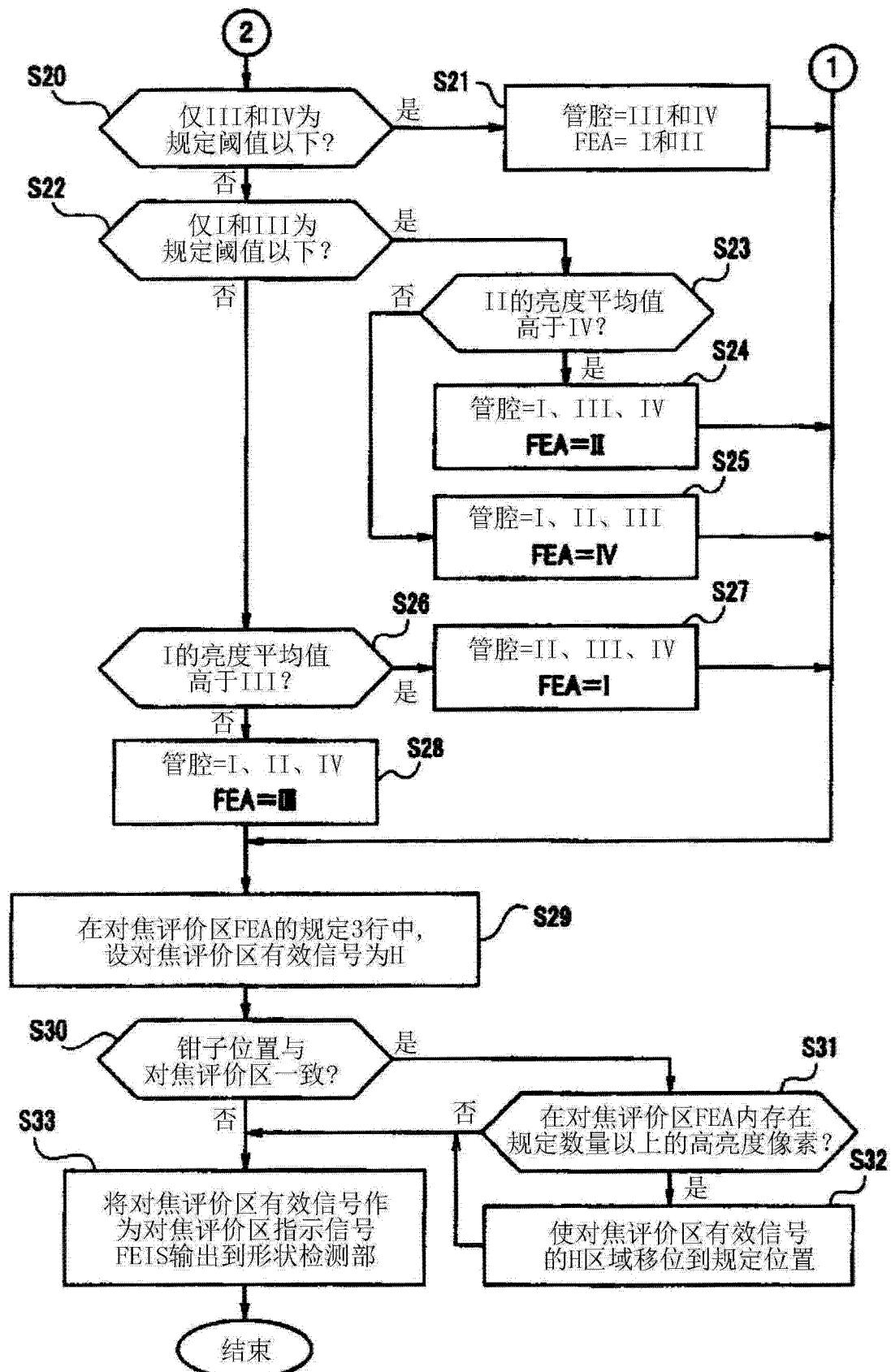


图 19

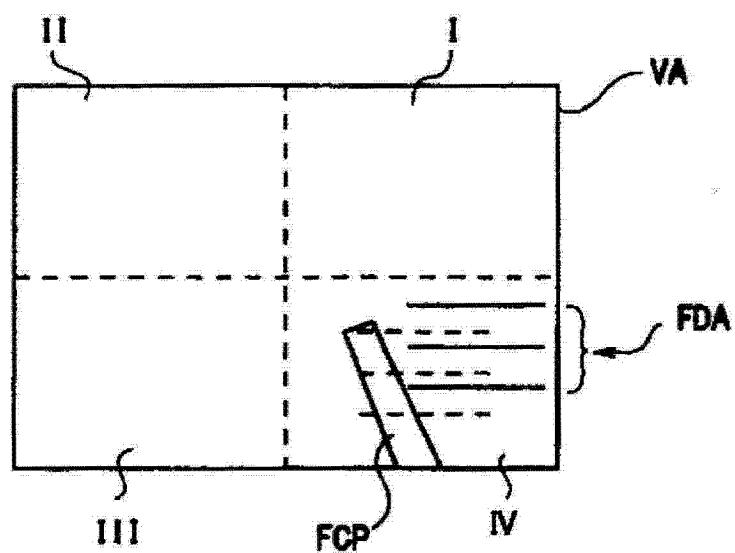


图 20

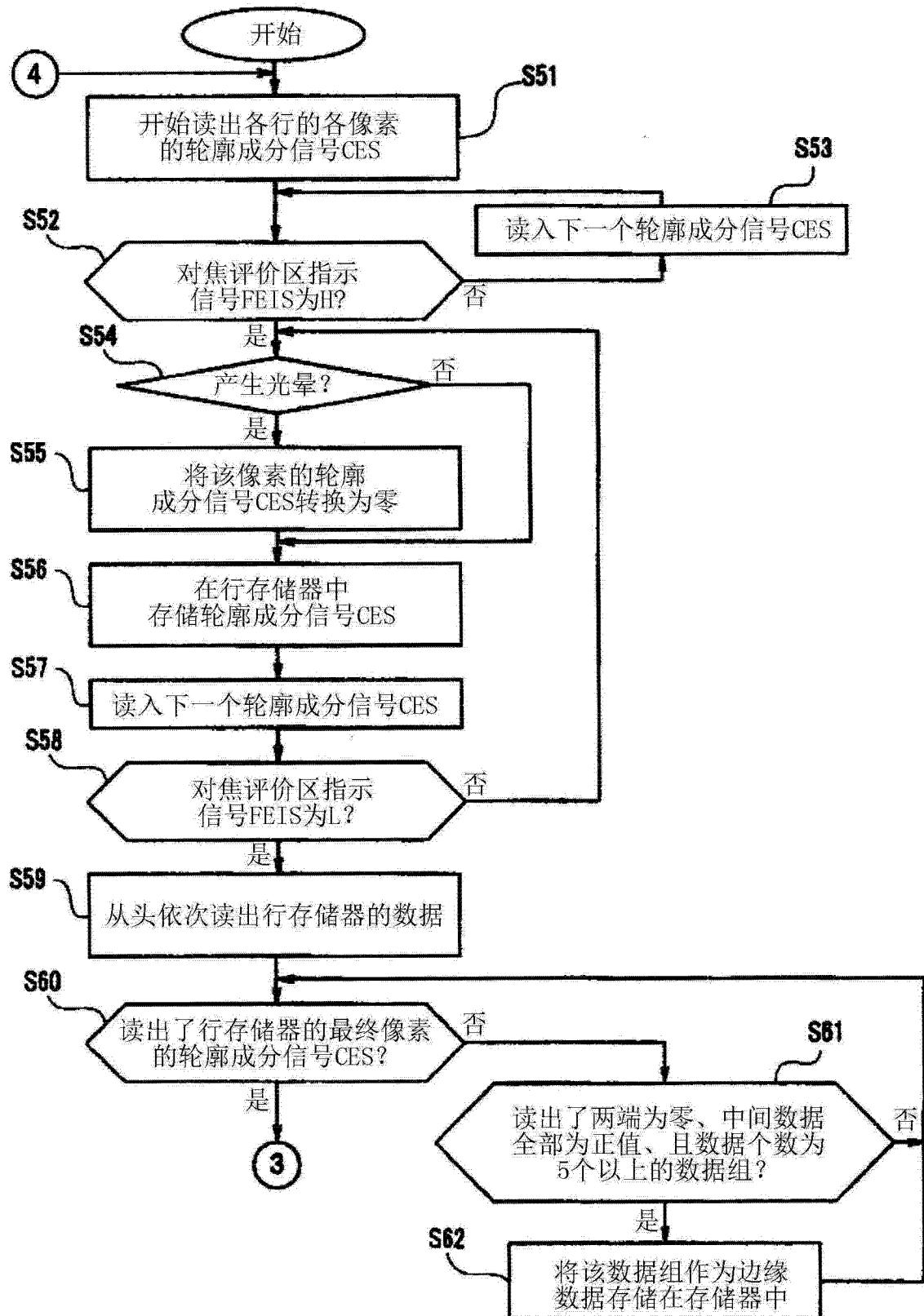


图 21

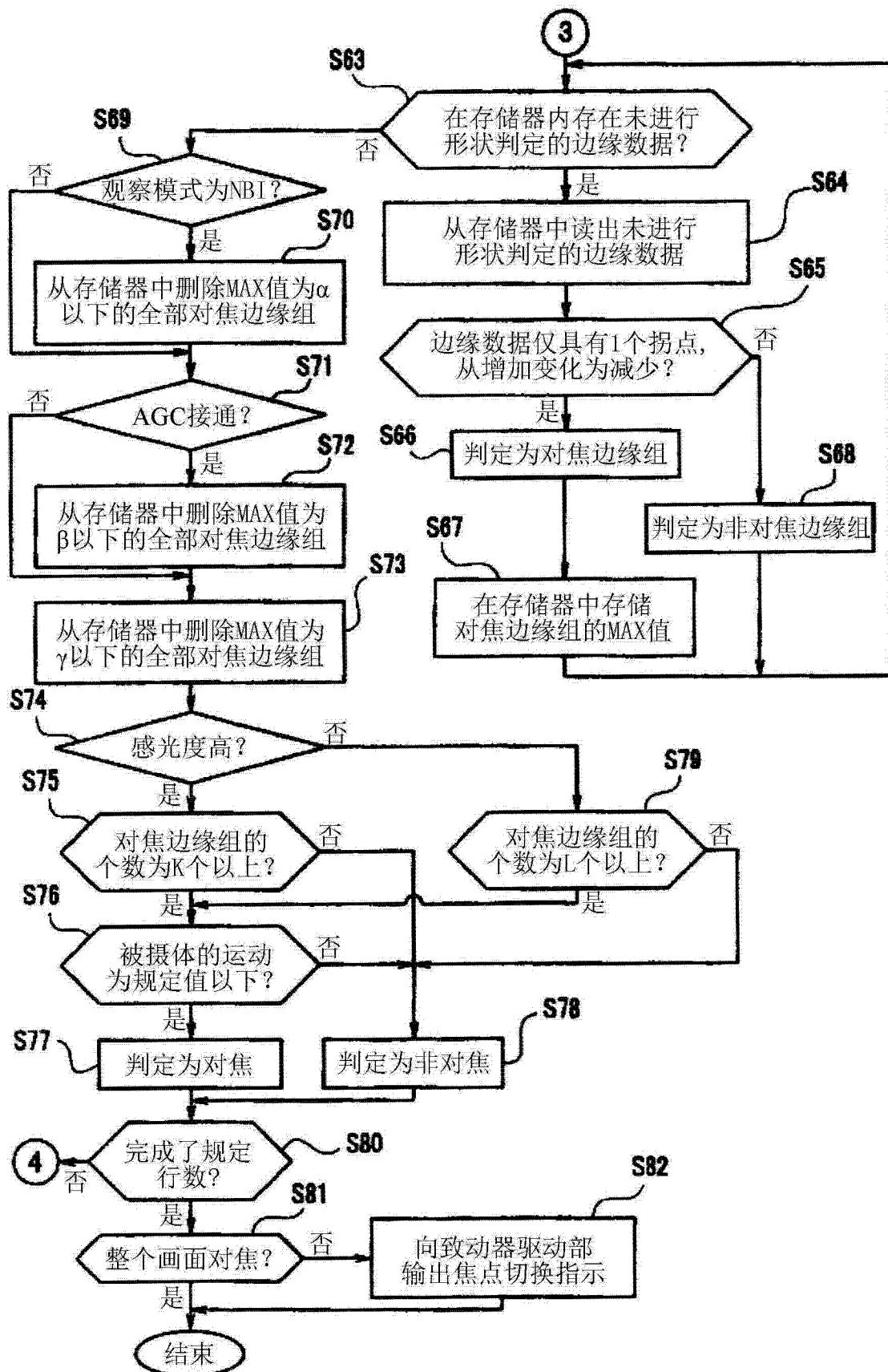


图 22

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN102984989A	公开(公告)日	2013-03-20
申请号	CN201180033880.7	申请日	2011-05-13
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	岩崎智树		
发明人	岩崎智树		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B7/28 G02B7/36 G02B23/24		
CPC分类号	G02B23/2423 G02B7/36 A61B1/00006 A61B1/00188 H04N5/23212 H04N5/23245 H04N2005/2255		
代理人(译)	李辉		
优先权	2010192734 2010-08-30 JP		
其他公开文献	CN102984989B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

内窥镜装置(1)具有：物镜光学系统(11)，其具有可动透镜；CCD(12)，其经由物镜光学系统(11)对被摄体进行摄像；轮廓强调部(36)，其对从CCD(12)输出的图像进行轮廓强调，输出轮廓成分信号；对焦评价部(40)，其通过判定轮廓成分信号的信号分布来判定对焦状态；以及致动器驱动部(42)，其根据对焦状态使可动透镜移动到对焦位置。

