



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110049709 A

(43)申请公布日 2019.07.23

(21)申请号 201680091398.1

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2016.12.07

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2019.06.05

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2016/086409 2016.12.07

(87)PCT国际申请的公布数据
W02018/105063 JA 2018.06.14

(71)申请人 奥林巴斯株式会社
地址 日本东京都

(72)发明人 速水健人 神田大和 河野隆志
木村光隆 高见亮次

(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 于英慧 崔成哲

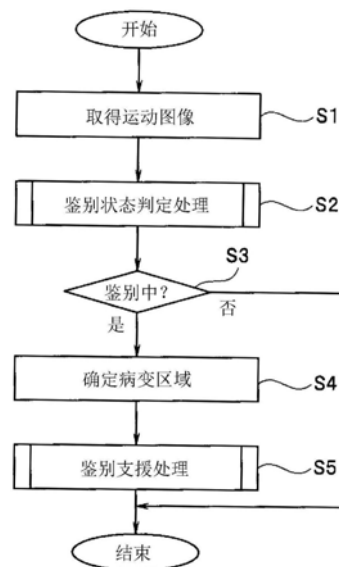
权利要求书3页 说明书15页 附图13页

(54)发明名称

图像处理装置

(57)摘要

作为图像处理装置的视频处理器(12)具有：鉴别状态判定部(32)，其根据来自内窥镜(11)的信号或者针对内窥镜(11)的信号，判定内窥镜(11)的操作者是否处于正在对内窥镜(11)的观察对象中的病变部进行鉴别的鉴别状态；以及鉴别支援部(33)，其根据鉴别状态判定部(32)的判定结果，支援操作者对病变部的鉴别。



1. 一种图像处理装置,其特征在于,具有:

鉴别状态判定部,其根据来自内窥镜的信号或者针对所述内窥镜的信号,判定所述内窥镜的操作者是否处于正在对所述内窥镜的观察对象中的病变部进行鉴别的鉴别状态;以及

鉴别支援部,其与所述鉴别状态判定部的判定结果对应地支援所述操作者对所述病变部的所述鉴别。

2. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,

所述鉴别状态判定部具有静止判定部,该静止判定部根据由所述内窥镜获得的内窥镜图像判定所述内窥镜的插入部的前端部是否处于静止,所述鉴别状态判定部在所述静止判定部判定为所述前端部处于静止时,判定为所述操作者处于所述鉴别状态。

3. 根据权利要求2所述的图像处理装置,其特征在于,

所述静止判定部具有图像移动量计算部,该图像移动量计算部计算规定时间内的所述内窥镜图像的图像整体的移动量,所述静止判定部在所述移动量小于规定的阈值时,判定为所述前端部处于静止。

4. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,

所述鉴别状态判定部具有注视判定部,该注视判定部判定所述操作者是否正在注视所述观察对象的相同区域,所述鉴别状态判定部在所述注视判定部判定为所述操作者正在注视所述相同区域时,判定为所述操作者处于鉴别状态。

5. 根据权利要求4所述的图像处理装置,其特征在于,

所述注视判定部具有像素移动量计算部,该像素移动量计算部计算所述内窥镜图像的每个像素的移动量,所述注视判定部在所述移动量小的像素占据一定数量时,判定为所述操作者正在注视所述相同区域。

6. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,

所述鉴别状态判定部具有血管区域提取部,该血管区域提取部从所述内窥镜图像提取血管区域,所述鉴别状态判定部根据所述血管区域提取部提取出的血管的粗细,判定所述操作者是否处于鉴别状态。

7. 根据权利要求2所述的图像处理装置,其特征在于,

所述静止判定部具有前端部移动量计算部,该前端部移动量计算部计算所述前端部的移动量,所述静止判定部在所述前端部移动量计算部计算出的所述移动量小于规定的阈值时,判定为所述前端部处于静止。

8. 根据权利要求7所述的图像处理装置,其特征在于,

所述前端部移动量计算部根据对所述前端部的运动进行检测的传感器的检测信号,计算所述前端部的移动量。

9. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,

所述鉴别状态判定部根据所述内窥镜的观察状态,判定所述操作者是否处于所述鉴别状态。

10. 根据权利要求9所述的图像处理装置,其特征在于,

所述鉴别状态判定部根据针对所述内窥镜的所述观察状态的设定操作信号,判定所述观察状态。

11. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,
所述鉴别支援部具有鉴别分类结果估计部,该鉴别分类结果估计部估计鉴别分类结果。

12. 根据权利要求11所述的图像处理装置,其特征在于,
所述鉴别支援部具有信息输出部,该信息输出部用于将由所述鉴别分类结果估计部估计出的所述鉴别分类结果作为鉴别支援信息显示在显示装置上。

13. 根据权利要求11所述的图像处理装置,其特征在于,
所述鉴别分类结果估计部具有病变区域确定部,该病变区域确定部确定所述病变部的病变区域。

14. 根据权利要求13所述的图像处理装置,其特征在于,
所述鉴别支援部具有表层构造鉴别分类部、形状鉴别分类部和尺寸估计部中的至少一个,该表层构造鉴别分类部进行基于由所述病变区域确定部确定的所述病变区域的表层构造的鉴别分类,该形状鉴别分类部进行基于所述病变部的形状的鉴别分类,该尺寸估计部估计所述病变部的尺寸。

15. 根据权利要求14所述的图像处理装置,其特征在于,
所述尺寸估计部通过将所述病变部的尺寸与所述内窥镜图像中拍摄出的管腔的圆形尺寸进行比较,来估计所述病变部的尺寸。

16. 根据权利要求11所述的图像处理装置,其特征在于,
所述鉴别分类结果估计部具有:鉴别动作分类部,其对所述操作者的鉴别动作进行分类;以及鉴别指标切换部,其根据由所述鉴别动作分类部所分类的鉴别动作,对鉴别指标进行切换。

17. 根据权利要求16所述的图像处理装置,其特征在于,
所述鉴别动作分类部具有观察光判定部,该观察光判定部判定观察光是通常光、还是特殊光,

所述鉴别指标切换部根据由所述观察光判定部判定出的所述观察光,对所述鉴别指标进行切换。

18. 根据权利要求16所述的图像处理装置,其特征在于,
所述鉴别动作分类部具有放大/接近判定部,该放大/接近判定部判定放大和接近观察的动作,

所述鉴别指标切换部根据由所述放大/接近判定部判定的放大/接近动作,对鉴别指标进行切换。

19. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,
所述鉴别支援部具有鉴别对象图像选出部,该鉴别对象图像选出部选出对所述鉴别有意义的对象图像。

20. 根据权利要求19所述的图像处理装置,其特征在于,
所述鉴别支援部具有病变区域确定部,该病变区域确定部确定所述病变部的病变区域,

所述鉴别对象图像选出部具有清晰度计算部,该清晰度计算部计算由所述病变区域确定部确定的所述病变区域的清晰度。

21. 根据权利要求20所述的图像处理装置,其特征在于,

所述清晰度计算部计算的所述清晰度为颜色偏差量、模糊程度、噪声量、亮度饱和面积率和边缘信息中的一个以上。

22. 根据权利要求19所述的图像处理装置,其特征在于,

所述鉴别对象图像选出部具有规定区域比例计算部,该规定区域比例计算部计算规定区域的比列。

23. 根据权利要求22所述的图像处理装置,其特征在于,

所述规定区域为所述病变部的隆起顶部或者隆起上升部。

24. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,

所述鉴别支援部具有脏器部位估计部,该脏器部位估计部估计脏器的部位,该脏器是所述内窥镜的观察对象。

25. 根据权利要求24所述的图像处理装置,其特征在于,

所述脏器部位估计部在所述脏器为大肠时,估计直肠、S状结肠、降结肠、横结肠、升结肠或者盲肠,在所述脏器为胃时,估计贲门、胃底部、胃体部、胃角部、前庭部、幽门或者十二指肠,在所述脏器为小肠时,估计空肠或者回肠,在所述脏器为食道时,估计颈部食道、胸部食道或者腹部食道。

26. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,

所述鉴别状态判定部计算所述内窥镜的插入部的前端部的移动量,判定计算出的所述移动量的移动程度,

所述鉴别支援部与由所述鉴别状态判定部判定出的判定程度对应地变更要输出的支援信息的量。

27. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,

所述鉴别支援部具有图像强调部,该图像强调部在所述鉴别状态判定部判定为所述操作者处于正在对所述内窥镜的所述观察对象进行鉴别的鉴别状态时,对由所述内窥镜获得的内窥镜图像实施规定的强调处理。

图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理装置,特别涉及用于内窥镜检查的图像处理装置。

背景技术

[0002] 一直以来,内窥镜在医疗领域等中被广泛利用。通过使用内窥镜,例如,手术操作者能够观察显示装置所显示的被检体内的内窥镜图像,从而进行病变部的发现和鉴别、以及使用了处置器械的针对病变部的处置。

[0003] 手术操作者观察显示装置所显示的内窥镜图像并判断被检体内是否存在病变部。手术操作者使内窥镜的插入部运动并判断是否存在病变部,当发现病变部时,使插入部的前端部静止,观察内窥镜图像并进行病变部的鉴别、即、疾病的确定。

[0004] 还存在如下情况:在手术操作者正在观察被检体内时,在想进行所发现的病变部的鉴别时,充分地观察内窥镜图像并且试着对内窥镜图像实施期望的图像处理,或者,根据该图像处理的结果,将期望的特征量信息等显示为支援信息。

[0005] 此外,在日本特开2010-6358号公报中提出了如下内窥镜系统:检测观察部位与插入部的前端部的相对的运动量,在运动量超过规定阈值的情况下,停止特殊光观察用的照明光的照射。

[0006] 但是,在现有装置的情况下,手术操作者需要复杂的指示操作以将如上所述的支援信息显示在监视器上,存在无法顺利地进行鉴别的问题。此外,在上述提出的内窥镜系统中,未考虑任何向手术操作者提示用于鉴别病变部的支援信息。现有装置没有顺利地向手术操作者提供鉴别支援。

[0007] 因此,本发明的目的在于提供一种能够在手术操作者使用内窥镜进行病变部的鉴别时供手术操作者顺利地接受该鉴别支援的图像处理装置。

发明内容

[0008] 用于解决课题的手段

[0009] 本发明的一个方式的图像处理装置具有:鉴别状态判定部,其根据来自内窥镜的信号或者针对所述内窥镜的信号,判定所述内窥镜的操作者是否处于正在对所述内窥镜的观察对象中的病变部进行鉴别的鉴别状态;以及鉴别支援部,其与所述鉴别状态判定部的判定结果对应地支援所述操作者对所述病变部的所述鉴别。

附图说明

[0010] 图1是本发明第1实施方式的内窥镜装置的结构图。

[0011] 图2是示出本发明第1实施方式的处理器12的与图像处理相关的结构的框图。

[0012] 图3A是示出本发明第1实施方式的控制运算部22的运算部22b的结构的框图。

[0013] 图3B是示出本发明第1实施方式的鉴别状态判定部32的结构的框图。

[0014] 图3C是示出本发明第1实施方式的鉴别支援部33的结构的框图。

- [0015] 图4是示出本发明第1实施方式的控制运算部22中的鉴别支援处理的流程的例子流程图。
- [0016] 图5是示出本发明第1实施方式的鉴别状态判定处理的流程的例子流程图。
- [0017] 图6是示出本发明第1实施方式的鉴别支援处理的流程的例子流程图。
- [0018] 图7是用于说明本发明第1实施方式的监视器13所显示的鉴别支援信息的例子的图。
- [0019] 图8是本发明第2实施方式的内窥镜装置的结构图。
- [0020] 图9是示出本发明第2实施方式的处理器12的与图像处理相关的结构的框图。
- [0021] 图10是示出本发明第2实施方式中的鉴别状态判定处理的流程的例子流程图。
- [0022] 图11是示出本发明第3实施方式的处理器12的与图像处理相关的结构的框图。
- [0023] 图12是示出本发明第3实施方式中的鉴别状态判定处理的流程的例子流程图。
- [0024] 图13是示出变形例1的鉴别状态判定处理的流程的例子流程图
- [0025] 图14是示出变形例2的鉴别状态判定处理的流程的例子流程图。
- [0026] 图15是示出变形例3的鉴别支援处理的流程的例子流程图。
- [0027] 图16是示出变形例4的鉴别支援处理的流程的例子流程图。
- [0028] 图17是示出变形例4的病变尺寸估计处理的流程的例子流程图。
- [0029] 图18是示出变形例5的鉴别支援处理的流程的例子流程图。
- [0030] 图19是示出变形例6的鉴别支援处理的流程的例子流程图。
- [0031] 图20是示出变形例7的鉴别支援处理的流程的例子流程图。
- [0032] 图21是示出变形例8的鉴别支援处理的流程的例子流程图。
- [0033] 图22是用于说明变形例9中的支援信息的显示状态与插入部的前端部的移动量对应地发生变化的情形的图。
- [0034] 图23是示出变形例10的鉴别支援处理的流程的例子流程图。

具体实施方式

- [0035] 以下,利用附图对本发明的实施方式进行说明。
- [0036] (第1实施方式)
- [0037] 图1是第1实施方式的内窥镜装置的结构图。
- [0038] 内窥镜装置1包含内窥镜11、视频处理器12和作为显示装置的监视器13。内窥镜11与视频处理器12由通用缆线等缆线14连接。视频处理器12与监视器13由缆线15连接。内窥镜装置1具有多个观察模式。
- [0039] 内窥镜11具有细长的插入部11a、以及与插入部11a的基端部连接的操作部11b。插入部11a的前端部11a1设置有未图示的照明窗和观察窗,照明光从照明窗射出到被检体,来自被检体的返回光入射到观察窗。插入部11a的前端部11a1的基端侧设置有弯曲部11a2。
- [0040] 操作部11b具有冻结(freeze)按钮等各种操作按钮16、以及用于弯曲部11a2的弯曲操作的弯曲旋钮17。
- [0041] 摄像元件18配设于插入部11a的前端部11a1内。对由从观察窗入射的光形成的被摄体像进行光电转换并输出摄像信号。摄像信号经由缆线14而供给到视频处理器12。
- [0042] 如后所述,作为图像处理装置的视频处理器(以下,称作处理器)12具有图像处理

电路,该视频处理器12根据来自内窥镜11的摄像信号生成内窥镜图像,将内窥镜图像的图像信号经由缆线15而输出到监视器13。在监视器13上显示内窥镜图像。

[0043] 处理器12包含光源,从光源射出的照明光通过贯穿插入于缆线14和内窥镜11内的光导(未图示),从插入部11a的前端部的照明窗射出。

[0044] 此外,处理器12与观察模式对应地控制光源和图像处理电路,生成与由手术操作者设定的观察模式对应的内窥镜图像,并将该图像信号输出到监视器13。因此,在监视器13上显示与观察模式对应的内窥镜图像。

[0045] 图2是示出处理器12的与图像处理相关的结构的框图。

[0046] 处理器12为具有摄像信号取得部21、控制运算部22、存储装置23和输入部24的图像处理装置。控制运算部22为包含控制部22a和运算部22b的电路。

[0047] 摄像信号取得部21为在控制部22a的控制下接收并取得来自内窥镜11的摄像元件18的摄像信号并将该摄像信号输出到控制运算部22的电路。

[0048] 控制部22a包含中央处理装置(以下,称作CPU)、ROM、RAM等,进行整个处理器12的动作的控制,并且与手术操作者对输入部24的指示对应地进行内窥镜11的摄像元件18的驱动的控制、基于来自内窥镜11的操作部11b的各种操作信号的各种电路的控制、将各种数据记录到存储装置23和从存储装置23读出各种数据的控制、以及图像处理的控制。并且,控制运算部22还进行未图示的光源的控制等。

[0049] 即,控制部22a根据在输入部24中进行的指示或者输入对内窥镜装置1的动作进行控制,向各部输出控制信号或者设定信号。

[0050] 运算部22b为如下电路:在控制部22a的控制下,根据由摄像信号取得部21取得的摄像信号执行各种图像处理和各种运算处理,并且生成监视器13所显示的内窥镜图像的图像信号和各种显示信息,并将它们输入到监视器13。

[0051] 另外,也可以利用软件程序进行控制运算部22中的控制部22a和运算部22b的全部或者一部分处理。

[0052] 存储装置23为硬盘装置等大容量的存储装置,存储通过内窥镜检查获得的被检体内的内窥镜图像的图像数据和支援信息等各种数据。

[0053] 输入部24为具有各种按钮的操作面板,且为用于供手术操作者将内窥镜装置1的各种设定、各种指示等提供给处理器12的输入装置。

[0054] 图3A是示出控制运算部22的运算部22b的结构的框图。

[0055] 运算部22b为包含图像生成部31、鉴别状态判定部32和鉴别支援部33的电路。

[0056] 图像生成部31为接收摄像信号并与观察模式对应地根据摄像信号来生成内窥镜图像的电路。如果观察模式为通常光观察模式,则内窥镜装置1生成与通常光观察模式对应的内窥镜图像,如果观察模式为特殊光观察模式,则内窥镜装置1生成与特殊光观察模式对应的内窥镜图像。并且,图像生成部31对内窥镜图像进行规定的强调处理、各种校正处理、使支援信息和菜单画面等重叠显示的重叠处理等。

[0057] 鉴别状态判定部32为估计手术操作者是否正在进行病变部的鉴别并判定鉴别状态的电路。在本实施方式中,鉴别状态判定部32根据来自内窥镜11的信号,判定内窥镜11的操作者是否处于正在对内窥镜11的观察对象中的病变部进行鉴别的鉴别状态。

[0058] 鉴别支援部33为进行用于鉴别支援的各种处理的电路。即,鉴别支援部33与鉴别

状态判定部32的判定结果对应地支援操作者对病变部的鉴别。

[0059] 图3B是示出鉴别状态判定部32的结构的框图。图3C是示出鉴别支援部33的结构的框图。

[0060] 之后,在以下说明的对应部位中叙述图3B和图3C所示的鉴别状态判定部32和鉴别支援部33中的各部件的动作。图3B和图3C不仅示出以下说明的本实施方式的结构,还将在本实施方式之后说明的第2实施方式及第3实施方式和多个变形例的结构包含在内示出。

[0061] 图4是示出控制运算部22中的鉴别支援处理的流程的例子的流程图。以规定的周期执行图4的处理。

[0062] 控制部22a与所设定的观察模式对应地控制光源的驱动和内窥镜11的摄像元件18的驱动并且控制摄像信号取得部21,由此,运算部22b取得来自内窥镜11的摄像信号。运算部22b的图像生成部31在控制部22a的控制下,根据摄像信号生成规定帧率的运动图像的内窥镜图像。

[0063] 例如,以规定的周期执行图4的处理。控制运算部22取得多张帧图像,根据时刻 t_1 的图像和在从该时刻 t_1 起经过规定时间 T 之后的时刻 t_2 取得的图像,来判定手术操作者是否正在进行病变部的鉴别、即是否处于鉴别中,并且生成支援信息。

[0064] 具体而言,鉴别状态判定部32取得由图像生成部31生成的运动图像的内窥镜图像(S1)。

[0065] 鉴别状态判定部32根据所取得的内窥镜图像,执行鉴别状态判定处理(S2)。

[0066] S2的鉴别状态判定处理估计手术操作者是否处于正在进行病变部的鉴别的状态,判定手术操作者是否处于鉴别中。

[0067] 这里,是否处于鉴别状态基于以规定时间 T 的间隔(或者,帧间隔)从运动图像提取出的2张图像整体的移动量来判定。即,在发现病变部的过程中,具有规定时间 T 的间隔的2张图像的被检体内的摄像区域移动。但是,在手术操作者正在进行病变部的鉴别时,插入部11a的前端部11a1几乎不运动,因此,具有规定时间间隔的2张图像为相同的图像。

[0068] 图5是示出鉴别状态判定处理的流程的例子的流程图。图5的处理涉及图3B中的静止判定部32A的移动量计算部32A1。

[0069] 在本实施方式中,图5的鉴别状态判定处理构成静止判定部32A,该静止判定部32A根据由内窥镜11获得的内窥镜图像,判定内窥镜11的插入部11a的前端部11a1是否处于静止。在判定为前端部11a1处于静止时,鉴别状态判定部32判定为内窥镜11的操作者处于鉴别状态。

[0070] 在图5中,鉴别状态判定部32根据具有规定时间 T 的间隔的2张图像,计算图像整体的移动量(S11)。

[0071] 例如,基于时刻 t_1 的图像和从时刻 t_1 起经过规定时间 T 后的时刻 t_2 的图像,根据二维傅立叶变换的相关映射来计算图像整体的移动量。通过判定时刻 t_1 的图像中包含的区域在时刻 t_2 的图像中移动了何种程度,计算图像整体的移动量。

[0072] 具体而言,通过下述的式(1),根据时刻 t_1 的图像IMG1和时刻 t_2 的图像IMG2,计算频率信息 $F_1(u, v)$ 和 $F_2(u, v)$ 。这时,关于图像IMG1,在使图像旋转180度之后,计算频率信息。

$$F_{1,2}(u, v) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} I_{1,2}(x, y) \exp \left\{ -\frac{j2\pi(ux + vy)}{N} \right\} \quad \dots (1)$$

[0073]

$$j = \sqrt{-1}$$

[0074] 这里, j 表示虚数单位, u 表示 x 方向的 p 空间频率, v 表示 y 方向的空间频率, N 表示正的整数。

[0075] 通过取所获得的频率信息 $F_1(u, v)$ 与 $F_2(u, v)$ 之积,能够生成相关映射 $M(x, y)$ 。在该相关映射中,通过计算相关值为最大的坐标 (X_M, Y_M) 与图像的中心坐标 (X_C, Y_C) 的差分,能够获得2张图像之间的移动量。

[0076] 另外,也可以通过每个特征量的移动量进行平均化,来计算图像之间的移动量,所述特征量是通过公知的图像整体的模板匹配、基于SIFT(Scale-Invariant Feature Transform:尺度不变特征转换)特征量等的特征点匹配获得的。

[0077] 关于图像整体的模板匹配,在财团法人图像处理教育振兴协会(CG-ART协会)发行的“数字图像处理”(改定新版)、P.218中进行了说明,关于基于SIFT特征量等的特征点匹配,在财团法人图像处理教育振兴协会(CG-ART协会)发行的“数字图像处理”(改订新版)、P.234中进行了说明。

[0078] 在S11之后,鉴别状态判定部32根据计算出的图像整体的移动量,判定插入部11a的前端部11a1的静止状态(S12)。

[0079] 返回图4,鉴别状态判定部32根据S2的处理的结果,判定插入部11a的前端部11a1是否处于静止状态、即是否处于病变部的鉴别中(S3)。即,在前端部11a1处于静止状态时,估计为手术操作者处于病变部的鉴别中。

[0080] 鉴别状态判定部32在计算出的图像整体的移动量为规定的阈值TH1以下时,判定为手术操作者处于病变部的鉴别中、即、正在进行病变部的鉴别,在计算出的图像整体的移动量超过规定的阈值TH1时,判定为未处于病变部的鉴别中。

[0081] 如上所述,S11的处理构成图像移动量计算部,该图像移动量计算部计算规定时间T内的内窥镜图像的图像整体的移动量,在该移动量小于规定的阈值TH1时,静止判定部32A判定为前端部11a1处于静止。

[0082] 返回图4,在手术操作者处于病变部的鉴别中时(S3:是),鉴别支援部33确定病变区域(S4)。S4的处理构成病变区域确定部33A1,该病变区域确定部33A1确定病变部的病变区域。

[0083] 病变区域的确定例如通过特开2007-244518号公报所公开的息肉候选检测处理来进行。在上述的例子,例如,对时刻 t_2 的图像IMG2进行病变区域的确定处理。

[0084] 在S4之后,鉴别支援部33执行鉴别支援处理(S5)。

[0085] 图6是示出鉴别支援处理的流程的例子的流程图。图6的处理涉及图3C中的鉴别分类结果估计部33A的表层构造鉴别分类部33A2。

[0086] 鉴别支援部33根据表层构造,进行病变部的鉴别分类(S21)。

[0087] 鉴别支援部33能够利用提取特定频带的带通滤波器、黑塞矩阵、盖博(Gabor)滤波器等表层构造的提取。然后,鉴别支援部33计算提取出的表层构造的纹理特征量,通过

机器学习进行类别分类。这里,关于纹理特征量,使用SIFT特征量、LBP(Local Binary Pattern:局部二值模式)特征量、CoHOG(Co-occurrence Histograms Of Gradients:共生矩阵梯度方向直方图)这样的公知技术。此外,关于机器学习,使用SVM(Support Vector Machine:支持向量机)等强有力的分类器进行分类。例如,如果是大肠,则病变分为增生性息肉,腺瘤病变,浸润性癌等。

[0088] 即,S21的处理构成鉴别分类结果估计部,该鉴别分类结果估计部估计鉴别分类结果。特别是,S21的处理构成表层构造鉴别分类部33A2,该表层构造鉴别分类部33A2进行基于由病变区域确定部33A1确定的病变区域的表层构造的鉴别分类。

[0089] 控制部22a将在S21中获得的鉴别分类结果显示在监视器13上(S22)。

[0090] 图7是用于说明监视器13所显示的鉴别支援信息的例子的图。

[0091] 在监视器13的画面13a上显示有内窥镜图像,并且将针对所确定的病变区域LS的分类结果信息作为支援信息显示在窗口41上。作为支援信息,在窗口41中显示有“腺瘤病变”的分类结果信息。

[0092] 因此,S22的处理构成信息输出部,该信息输出部用于将由鉴别分类结果估计部33A估计出的鉴别分类结果作为鉴别支援信息显示在作为显示装置的监视器13上。

[0093] 如上所述,根据上述的实施方式的内窥镜装置,可以提供能够在手术操作者使用内窥镜进行病变部的鉴别时供手术操作者顺利地接受该鉴别支援的图像处理装置。

[0094] (第2实施方式)

[0095] 在第1实施方式中,根据使用摄像元件而取得的内窥镜图像判定插入部的前端部是否处于静止,由此判定出手术操作者是否处于鉴别中,但在本实施方式中,由传感器检测插入部11a的前端部11a1的运动,根据该检测结果判定手术操作者是否处于鉴别中。

[0096] 本实施方式的内窥镜装置具有与第1实施方式的内窥镜装置1相同的结构,针对相同的结构要素标注相同的标号并省略说明,仅针对不同的结构进行说明。

[0097] 图8是第2实施方式的内窥镜装置的结构图。图9是示出处理器12的与图像处理相关的结构的框图。

[0098] 插入部11a的前端部11a1内设置有加速度传感器19。加速度传感器19例如为3轴加速度传感器,检测前端部11a1的三维方向上的运动。加速度传感器19的输出信号供给到控制部22a。

[0099] 加速度传感器19输出3轴方向的加速度信号,因此,控制部22a能够利用加速度传感器19的输出信号的大小,检测是否存在前端部11a1的三维方向上的运动以及加速度的大小。控制部22a的鉴别状态判定部32根据加速度传感器19的输出信号,判定前端部11a1的静止状态。

[0100] 在本实施方式中,执行图4至图6的处理,但图5的处理不同。

[0101] 图10是示出本第2实施方式中的鉴别状态判定处理的流程的例子的流程图。图10的处理涉及图3B中的静止判定部32A的前端部移动量计算部32A2。

[0102] 鉴别状态判定部32根据加速度传感器19的输出信号,判定前端部11a1的静止状态(S31)。

[0103] 即,S31的处理构成静止判定部32A。静止判定部32A构成前端部移动量计算部32A2,该前端部移动量计算部32A2根据检测前端部11a1的运动的传感器的检测信号,计算

前端部11a1的移动量,在前端部移动量计算部32A2计算出的移动量小于规定的阈值TH2时,判定为前端部11a1处于静止。移动量还包含前端部11a1的绕轴的旋转量。

[0104] 在图4中,鉴别状态判定部32根据图10的S31的处理结果,判定插入部11a的前端部11a1是否处于静止状态、即、是否处于病变部的鉴别中(S3)。

[0105] 如上所述,鉴别状态判定部32根据来自内窥镜11的传感器的信号,判定内窥镜11的操作者是否处于正在对内窥镜11的观察对象中的病变部进行鉴别的鉴别状态。

[0106] 在本实施方式中,也执行确定图4的病变区域的处理(S4)和如图6所示的鉴别支援处理(S5)。

[0107] 因此,根据本实施方式,也能够得到与第1实施方式相同的效果。

[0108] (第3实施方式)

[0109] 在第1实施方式中,根据使用摄像元件18而取得的内窥镜图像判定插入部11a的前端部11a1是否处于静止,由此判定出手术操作者是否处于鉴别中,在第2实施方式中,由传感器检测插入部11a的前端部11a1的运动,根据该检测结果判定出手术操作者是否处于鉴别中,但在本实施方式中,根据操作部11b中的观察状态的设定操作来判定手术操作者是否处于鉴别中。

[0110] 本实施方式的内窥镜装置具有与第1实施方式的内窥镜装置1相同的结构,针对相同的结构要素标注相同的标号并省略说明,仅针对不同的结构进行说明。

[0111] 图11是示出处理器12的与图像处理相关的结构的框图。

[0112] 向控制部22a输入操作部11b的各种操作按钮16中的近点/远点观察切换按钮的状态信号。

[0113] 手术操作者在进行鉴别时,切换到近点观察模式,以充分地观察病变部。在近点观察模式中,被检体内的图像通过图像处理或者利用未图示的变焦镜头机构放大,并显示在监视器13上。能够在近点观察模式、即、放大观察时,估计为正在进行鉴别。

[0114] 图12是示出本第3实施方式中的鉴别状态判定处理的流程的例子的流程图。图12的处理涉及图3B中的鉴别状态判定部32的鉴别操作判定部32B。

[0115] 鉴别状态判定部32根据针对内窥镜11的操作信号,判定内窥镜11的操作者是否处于正在对内窥镜11的观察对象中的病变部进行鉴别的鉴别状态。这里,鉴别状态判定部32根据近点/远点观察切换按钮的操作状态信号,判定前端部11a1的静止状态(S41)。在将近点/远点观察切换按钮设定为近点观察状态时,判定为手术操作者处于鉴别中。S41的处理构成鉴别操作判定部32B,该鉴别操作判定部32B根据内窥镜11的观察状态,判定操作者是否处于鉴别状态。

[0116] 在图4中,鉴别状态判定部32根据图12的S41的处理结果,即、根据针对内窥镜11的近点观察或者放大观察的设定操作信号,判定是否处于病变部的鉴别中(S3)。

[0117] 在本实施方式中,也执行确定图4的病变区域的处理(S4)和如图6所示的鉴别支援处理(S5)。

[0118] 因此,根据本实施方式,也能够得到与第1实施方式相同的效果。

[0119] 接着,对上述的3个实施方式的变形例进行说明。

[0120] 以下的各变形例在由与上述的各实施方式的内窥镜装置相同的结构要素构成的内窥镜装置中实现,因此,在各变形例中,针对与各实施方式的内窥镜装置相同的结构要素

使用相同的标号,仅说明变形例的结构。

[0121] (变形例1)

[0122] 在第1实施方式中,根据画面整体的移动量判定插入部11a的前端部11a1是否处于静止,在该移动量为规定的阈值TH1以下时,判定为手术操作者处于鉴别中,但在本变形例中,即使插入部11a的前端部11a1存在运动,也根据手术操作者是否正在注视某一区域,判定手术操作者是否处于鉴别中。

[0123] 本变形例的处理器12的鉴别状态判定部32执行图4至图6的处理,但图4的S2的鉴别状态判定处理(图5的处理)与第1实施方式不同。

[0124] 图13是示出本变形例的鉴别状态判定处理的流程的例子流程图。图13的处理涉及图3B中的注视判定部32C的像素移动量计算部32C1。

[0125] 鉴别状态判定部32根据具有规定时间T的间隔的2张图像,计算图像内的各像素中的规定时间内的移动量(S101)。

[0126] 具体而言,例如,使用公知的Lucas-Kanade法等按照图像内的每个小区域搜索相应的部位作为移动目的地的小区域的方法,来计算每个像素的移动量。

[0127] 关于Lucas-Kanade法,在财团法人图像处理教育振兴协会(CG-ART协会)发行的“数字图像处理”(改定新版)、P.291中进行了说明。

[0128] 鉴别状态判定部32在移动量小于规定值的像素为规定的面积以上时,判定为手术操作者正在注视该像素区域(S102)。

[0129] 即,鉴别状态判定部32具有注视判定部32C,该注视判定部32C对操作者是否正在注视观察对象的相同区域进行判定,鉴别状态判定部32在注视判定部32C判定为操作者正在注视相同区域时,判定为操作者处于鉴别状态。注视判定部32C具有像素移动量计算部32C1,该像素移动量计算部32C1计算内窥镜图像的每个像素的移动量,在移动量较小的像素占据一定数量时,判定为操作者正在注视所述相同区域。

[0130] 手术操作者不仅使前端部11a1静止而观察某一部位,有时还从各种方向观察该部位而进行病变部的鉴别。

[0131] 因此,在本变形例中,手术操作者以改变视线方向的方式使前端部11a1运动,在上述的S101和S102中,根据规定时间内的移动量小于规定值的像素的区域是否为规定的面积以上,来判定是否正在从各种不同的方向观察某一区域。

[0132] 当在S102中判定为手术操作者处于注视中时,在图4的S3中,判定为手术操作者处于鉴别中。

[0133] 因此,根据本变形例,即使在前端部11a1未静止的情况下,也能够判定出手术操作者处于鉴别中。

[0134] 因此,除了第1实施方式和第2实施方式中的前端部11a1是否处于静止状态的判定以外,还进行本变形例的注视判定,由此能够更高精度地判定手术操作者是否处于鉴别中。

[0135] (变形例2)

[0136] 在第1实施方式中,根据画面整体的移动量判定插入部11a的前端部11a1是否处于静止,在该移动量为规定的阈值TH1以下时,判定为手术操作者处于鉴别中,在上述的变形例1中,即使插入部11a的前端部11a1存在运动,也根据手术操作者是否正在注视某一区域,判定手术操作者是否处于鉴别中,但在本变形例2中,根据图像判定是否正在对被检体内的

部位进行放大观察或者接近观察,根据该判定结果判定手术操作者是否处于鉴别中。

[0137] 本变形例的处理器12的鉴别状态判定部32执行图4至图6的处理,但图4的S2的鉴别状态判定处理(图5的处理)与第1实施方式不同。

[0138] 图14是示出本变形例的鉴别状态判定处理的流程的例子的流程图。图14的处理涉及图3B中的血管区域提取部32D。

[0139] 鉴别状态判定部32提取以规定的周期获得的图像中的血管区域(S111)。

[0140] 具体而言,使用公知的盖博(Gabor)滤波器、黑塞矩阵等,来提取像素的亮度值为凹、即亮度值较低的区域作为血管区域。

[0141] 例如,如果是利用了中心波长为415nm的窄带光和中心图像为540nm的窄带光的窄带光观察模式,则提取出粘膜表面被强调的毛细血管的区域,如果是通常光观察模式,则提取出图像中的血管的区域。

[0142] 鉴别状态判定部32根据在S111中提取出的血管区域中的血管的粗细,判定是否是放大或者接近观察(S112)。

[0143] 具体而言,对提取出的血管区域实施二维傅立叶变换,取得频率成分,在所取得的频率成分中,在比规定的阈值更低的频率成分中存在偏差的情况下,判定为正在进行放大或者接近观察。即,鉴别状态判定部32具有血管区域提取部32D,该血管区域提取部32D从内窥镜图像提取血管区域,鉴别状态判定部32根据血管区域提取部32D提取出的血管的粗细,判定操作者是否处于鉴别状态。

[0144] 此外,在判定为正在进行放大观察时,即使在鉴别支援部33中,也能够进行与放大观察对应的鉴别分类。例如,在大肠的情况下,能够使用如下的SVM来进行鉴别分类,该SVM将根据作为病变分类的广岛分类而收集到的图像数据作为示教数据来学习等。

[0145] 因此,根据本变形例,能够得到与上述各实施方式相同的效果。

[0146] (变形例3)

[0147] 在上述的各实施方式和各变形例的鉴别支援处理中,病变部的鉴别分类根据表层构造来进行,但也可以根据病变部的形状信息进行。

[0148] 在本变形例中,病变部的鉴别分类根据病变部的形状信息来进行,并将该鉴别结果显示在监视器上。

[0149] 图15是示出本变形例的鉴别支援处理的流程的例子的流程图。图15的处理涉及图3C中的形状鉴别分类部33A3。

[0150] 鉴别支援部33根据形状信息进行病变部的鉴别分类(S121)。S121的处理构成形状鉴别分类部。即,鉴别支援部33具有形状鉴别分类部33A3,该形状鉴别分类部33A3进行基于病变部的形状鉴别分类。

[0151] 具体而言,鉴别支援部33生成表示病变区域的掩膜图像,根据该图像计算形状特征量。形状特征量使用SVM等分类器分类为通过机器学习而生成的多个类别中的一个。这里,作为形状特征量,可以使用圆形度、力矩、分形维数等公知的参数。

[0152] 例如,在大肠息肉的情况下,存在隆起型(I型)和表面型(II型),即使在隆起型中,也存在上升无收缩的无蒂性(Is)、上升存在收缩的亚有蒂性(Isp)、存在蒂的有蒂性(Ip)。在表面型中,分为隆起型(IIa)、平坦型(IIb)、凹陷型(IIc)等。

[0153] 控制部22a将在S121中获得的鉴别分类结果显示在监视器上(S22)。

[0154] 因此,根据本变形例,能够得到与上述各实施方式相同的效果,并且,将病变部的形状信息作为支援信息提示给手术操作者,因此,手术操作者能够获得更加详细的病变部的信息。

[0155] 另外,也可以针对病变部的表层构造和病变部的形状信息同时进行病变部的鉴别分类。

[0156] (变形例4)

[0157] 在上述的各实施方式和各变形例的鉴别支援处理中,病变部的鉴别分类根据表层构造来进行,但也可以根据病变部的尺寸来进行。

[0158] 在本变形例中,病变部的鉴别分类根据病变部的尺寸信息来进行,并将该鉴别结果显示在监视器上。

[0159] 图16是示出本变形例的鉴别支援处理的流程的例子流程图。图16的处理涉及图3C中的尺寸估计部33A4。

[0160] 鉴别支援部33估计病变部的尺寸(S131)。S131的处理构成尺寸估计部33A4,该尺寸估计部33A4估计病变部的尺寸。即,鉴别支援部33具有尺寸估计部33A4,该尺寸估计部33A4估计病变部的尺寸。

[0161] 具体而言,鉴别支援部33通过图17的病变尺寸估计处理,估计病变部的尺寸。

[0162] 图17是示出病变尺寸估计处理的流程的例子流程图。

[0163] 鉴别支援部33检测管腔(S132)。

[0164] 在S132中,首先,估计与图像内的各像素的拍摄距离。这里,针对公知的各种技术中的、根据图像来将摄影对象假设为均等扩散面的摄影距离估计进行说明。

[0165] 具体而言,首先,作为低吸收波长成分,可选择生物体内的吸收或者散射的程度最低的低吸收波长(例如,红色(R)的波长)成分。这是因为,抑制由于在粘膜表面中拍摄的血管等引起的像素值下降,而获得与粘膜表面的拍摄距离最相关的像素值信息,在由红色(R)、绿色(G)、蓝色(B)的3个成分构成的图像中,红(R)成分为波长远离血液的吸收频带且波长较长的成分,难以受到生物体内的吸收、散射的影响,因此可选择红(R)成分。

[0166] 然后,鉴别支援部33根据低吸收波长成分的像素值估计假设了均等扩散面的拍摄距离。具体而言,拍摄距离通过下述的式(2)计算。

$$r = \sqrt{\frac{I \times K \times \cos \theta}{L}} \quad \dots (2)$$

[0168] 这里,r表示拍摄距离,I表示事先测量而获得的光源的放射强度,K表示事先测量出的、作为平均值的粘膜表面的漫反射系数。 θ 表示粘膜表面的法线向量与该表面到光源的向量形成的角,且为根据插入部11a的前端部11a1的光源与粘膜表面的位置关系确定的值,事先设定了平均值。L表示拍摄有拍摄距离估计对象的粘膜表面的像素的R成分值。

[0169] 另外,也可以在估计拍摄距离之前,进行可能成为各处理的精度下降主要原因的光学系统、照明系统引起的像素值不匀的校正、镜面反射、残渣、泡等非粘膜区域的去除。

[0170] 此外,这里示出基于图像的方法,但除此以外,还根据测距传感器等来计算。此外,也可以不一定进行到拍摄距离的估计,而利用与拍摄距离相关的像素值进行后级的自适应

处理。

[0171] 接着,鉴别支援部33针对病变附近的像素的拍摄距离设置比该拍摄距离小的阈值和比该拍摄距离大的阈值,通过该阈值处理,提取存在病变的拍摄距离带的区域。鉴别支援部33计算该区域的圆形度,在大于规定值的情况下,将该区域作为管腔检测。

[0172] 鉴别支援部33在S131之后,对管腔与病变部进行比较,来估计病变部的尺寸(S133)。

[0173] 具体而言,鉴别支援部33通过计算病变的长度相对于检测出的管腔的圆周长度占据的比例,估计病变的实际的尺寸。另外,能够根据解剖学事先设定各脏器部位(位置)的管腔的周长,从而提高尺寸估计的精度。例如,在大肠检查的情况下,也可以根据插入部11a的插入量进行大肠的病变部的部位(位置)估计,并与事先设定出的管腔的周长相比,来提高尺寸估计的精度。

[0174] 如上所述,尺寸估计部33A4通过与内窥镜图像中拍摄出的管腔的圆形尺寸进行比较,估计病变部的尺寸。

[0175] 控制部22a将在S133中获得的病变部的尺寸信息作为鉴别分类结果显示在监视器13上(S22)。

[0176] 因此,根据本变形例,能够得到与上述各实施方式相同的效果,并且,将病变部的尺寸信息作为支援信息提示给手术操作者,因此,手术操作者能够获得更加详细的病变部的信息。

[0177] 另外,也可以针对病变部的鉴别分类,同时进行病变部的表层构造和病变部的尺寸估计,或者,同时进行病变部的形状信息和病变部的尺寸估计,或者,同时进行病变部的表层构造、形状信息和病变部的尺寸估计。

[0178] (变形例5)

[0179] 在上述的各实施方式和各变形例的鉴别支援处理中,病变部的鉴别分类与所设定的观察光无关,但也可以与观察光对应地进行。

[0180] 在本变形例中,病变部的鉴别分类与观察光对应地进行,将该鉴别结果显示在监视器上。

[0181] 图18是示出本变形例5的鉴别支援处理的流程的例子的流程图。图18的处理涉及图3C中的鉴别动作判定部33A5的鉴别动作分类部33A5a、观察光判定部33A5a1、和鉴别指标切换部33A6。

[0182] 在图18中,在内窥镜装置具有通常光观察模式和窄带光观察模式的2个观察模式时,在各观察模式中输出的支援信息、例如,鉴别指标不同。通常光为用于获得将白色光照射到被摄体时的内窥镜图像的光,作为特殊光的窄带光为用于获得将规定的窄带光照射到被摄体时的内窥镜图像的光。

[0183] 鉴别支援部33判定目前正射出的观察光是否为通常光(S141)。换言之,判定观察模式是通常光观察模式、还是窄带光观察模式。因此,观察光是否为通常光可以根据所设定的观察模式的信息或者对光源的控制来判定。

[0184] 在观察光是通常光时(S141:是),鉴别支援部33进行基于病变部的尺寸估计、形状信息的鉴别分类(S142)。

[0185] 在观察光不是通常光时(S141:否),鉴别支援部33根据表层构造信息进行鉴别分

类(S143)。

[0186] 在S142和S143之后,鉴别支援部33将基于病变部的尺寸信息、形状信息的鉴别分类结果、或者基于表层构造信息的鉴别分类结果,作为鉴别分类结果显示在监视器13上(S22)。

[0187] 如上所述,鉴别动作判定部33A5具有鉴别动作分类部33A5a,该鉴别动作分类部33A5a对操作者的鉴别动作进行分类,鉴别动作分类部33A5a具有观察光判定部33A5a1,该观察光判定部33A5a1判定观察光是通常光、还是特殊光。鉴别分类结果估计部33A具有鉴别指标切换部33A6,该鉴别指标切换部33A6根据由鉴别动作分类部33A5a分类后的鉴别动作对鉴别指标进行切换,鉴别指标切换部33A6根据由观察光判定部33A5a1判定出的观察光对鉴别指标进行切换。

[0188] 因此,根据本变形例,能够得到与上述各实施方式相同的效果,并且,手术操作者能够获得与观察光对应的支援信息。

[0189] 另外,在上述的变形例2中,根据图像判定是否正在进行放大观察或者接近观察,但在变形例2中,也可以是,鉴别动作分类部33A5a具有判定放大和接近观察的运动的放大/接近判定部33A5a2,来对鉴别动作进行分类,鉴别分类结果估计部33A根据由鉴别动作分类部33A5a分类后的鉴别动作对鉴别指标进行切换。

[0190] (变形例6)

[0191] 在上述的各实施方式和各变形例的鉴别支援处理中,作为支援信息,输出了“腺瘤病变”等的分类结果信息,但也可以输出脏器的部位信息。

[0192] 图19是示出本变形例的鉴别支援处理的流程的例子的流程图。图19的处理涉及图3C中的脏器部位估计部33B。

[0193] 鉴别支援部33进行观察部位的估计(S151)。例如,在要观察的脏器为大肠的情况下,识别直肠、S状结肠、降结肠、横结肠、升结肠和盲肠,在要观察的脏器为胃的情况下,识别贲门、胃底部、胃体部、胃角部、前庭部、幽门和十二指肠,在要观察的脏器为小肠的情况下,识别空肠、回肠,在要观察的脏器为食道的情况下,识别颈部食道、胸部食道、腹部食道。具体而言,通过收集拍摄有各个部位的图像数据,并使用该图像数据进行机器学习,能够使用SVM等进行部位(位置)估计。

[0194] 鉴别支援部33将估计结果显示在监视器13上(S152)。例如,将估计结果、例如“贲门”等表示正在观察的部位的文本,作为支援信息显示在图7的窗口41上。

[0195] 如上所述,鉴别支援部33具有脏器部位估计部33B,该脏器部位估计部33B估计作为内窥镜11的观察对象的脏器的部位(位置)。该脏器部位估计部33B在脏器为大肠时,估计直肠、S状结肠、降结肠、横结肠、升结肠或者盲肠,在脏器为胃时,估计贲门、胃底部、胃体部、胃角部、前庭部、幽门或者十二指肠,在脏器为小肠时,估计空肠或者回肠,在脏器为食道时,估计颈部食道、胸部食道或者腹部食道。

[0196] 因此,根据本变形例,能够得到与上述各实施方式相同的效果,并且,手术操作者能够获得观察部位的信息作为支援信息。

[0197] (变形例7)

[0198] 在上述的各实施方式和各变形例中,在鉴别支援中,将支援信息作为消息输出到监视器13上,但在本变形例中,从所获得的多个图像中选择清楚的图像显示在监视器13上。

[0199] 图20是示出本变形例的鉴别支援处理的流程的例子流程图。图20的处理涉及图3C中的鉴别对象图像选出部33C的清晰度计算部33C1。

[0200] 鉴别支援部33计算被摄体的清晰度(S161)。

[0201] 具体而言,针对由病变区域确定部33A1确定的图像中的病变区域,计算清晰度。这里,清晰度为颜色偏差量、模糊程度、噪声量、亮度饱和面积率、对比度信息、频率信息、边缘信息中的任意一个或者任意两个以上的组合,或者通过分别计算多个清晰度而取得。可以作为公知技术如下那样计算它们的值。关于颜色偏差量,计算颜色饱和度平均值。关于模糊程度,计算特定频率成分的范围的平均值。关于噪声量,计算标准偏差的规定值以上的偏差像素数。关于亮度饱和面积率,计算使用R色成分为规定值以上的区域除以病变区域的面积所得到的值。边缘信息计算规定强度的边缘判定像素量。

[0202] 鉴别支援部33选择病变部的清晰度为规定值以上的图像作为鉴别对象图像(S162)。鉴别支援部33能够根据该选择出的图像,生成并输出支援信息。

[0203] 如上所述,鉴别支援部33具有鉴别对象图像选出部33C,该鉴别对象图像选出部33C选出对鉴别有意义的对象图像。鉴别对象图像选出部33C具有清晰度计算部33C1,该清晰度计算部33C1计算由病变区域确定部33A1确定的病变区域的清晰度。清晰度计算部33C1计算的清晰度为颜色偏差量、模糊程度、噪声量、亮度饱和面积率或者边缘信息中的一个以上。

[0204] 鉴别支援部33将在S162中选择出的图像显示在监视器13上(S163)。

[0205] 因此,根据本变形例,能够得到与上述各实施方式相同的效果,并且,手术操作者能够观察病变部清晰的内窥镜图像。

[0206] (变形例8)

[0207] 在上述的各实施方式和各变形例中,在鉴别支援中,将支援信息作为消息输出到监视器13上,但在本变形例中,选择拍摄有规定的重要区域的图像显示在监视器13上。

[0208] 图21是示出本变形例的鉴别支援处理的流程的例子流程图。图21的处理涉及图3C中的鉴别对象图像选出部33C的规定区域计算部33C2。

[0209] 鉴别支援部33提取被摄体的重要区域(S171)。重要区域根据规定的形状特征量,使用SVM等分类器分类为通过机器学习而生成的多个类别中的一个。如果例如为大肠息肉的情况,则重要区域为隆起顶部和隆起上升部等规定区域。例如,通过收集拍摄有这样的重要区域的图像数据,并将图像数据作为示教数据而学习其趋势,能够进行重要区域的提取。

[0210] 鉴别支援部33选择以规定的比例以上拍摄有重要区域的图像作为鉴别对象图像(S172)。鉴别支援部33能够根据该选择出的图像,生成并输出支援信息。

[0211] 如上所述,鉴别对象图像选出部33C具有规定区域比例计算部33C2,该规定区域比例计算部33C2计算规定区域的比例。这里,大肠息肉的情况下的规定区域为病变部的隆起顶部或者隆起上升部。

[0212] 鉴别支援部33将在S172中选择出的图像显示在监视器13上(S173)。

[0213] 因此,根据本变形例,能够得到与上述各实施方式相同的效果,并且,手术操作者能够观察包含隆起顶部的大肠息肉等重要区域在内的内窥镜图像。

[0214] (变形例9)

[0215] 在上述的各实施方式和各变形例中,在前端部11a1处于静止时,鉴别支援部33将

支援信息显示在监视器13上,但也可以使支援信息的显示量与静止状态对应地、即、与是否完全地生成了前端部11a1、是否稍微移动、是否大幅度移动对应地发生变化。

[0216] 图22是用于说明本变形例中的支援信息的显示状态与插入部的前端部11a1的移动量对应地发生变化的情形的图。

[0217] 静止判定部32A利用图像或者传感器判定前端部11a1的静止状态。前端部11a1在大致完全地生成的情况和稍微运动的情况等下,前端部11a1的移动量在从小到大之间发生变化。

[0218] 移动量计算部32A1或者前端部移动量计算部32A2计算前端部11a1的移动量。因此,将该计算出的移动量从较小时到较大时的范围分为多个程度,与各程度对应地变更由鉴别支援部33显示的支援信息的量。

[0219] 如图22的窗口41a所示,在移动量较大的情况下,在可计算支援信息的情况下,被计算的支援信息变少,但将该较少的支援信息显示在窗口41中。

[0220] 在移动量较小的情况下,将可计算的支援信息显示在窗口41c中。在移动量为中等程度的情况下,在可计算支援信息的范围内,将支援信息显示在窗口41b中。这是因为,既存在移动量为某一程度的移动量时也可估计的鉴别分类结果,也存在如果移动量较小则可估计的其他鉴别分类结果,还存在如果移动量不为0或者几乎不为0则无法估计的鉴别分类结果。其结果,支援信息与前端部11a1的移动量对应地或者与前端部11a1的静止状态的程度对应地自适应地切换。

[0221] 即,鉴别状态判定部32的移动量计算部32A1或者前端部移动量计算部32A2计算内窥镜11的插入部11a的前端部11a1的移动量,判定计算出的移动量的移动程度。判定移动量为多个程度中的哪个程度。然后,鉴别支援部33的鉴别分类结果估计部33A与由鉴别状态判定部32判定出的判定程度对应地变更要输出的支援信息的量。显示在监视器13上的支援信息与程度对应地发生变化。

[0222] 如上所述,根据本变形例,能够得到与上述各实施方式相同的效果,并且,手术操作者能够与静止状态对应地掌握可计算的支援信息。

[0223] (变形例10)

[0224] 在上述的各实施方式和各变形例中,在鉴别支援中,将支援信息作为消息输出到监视器13上,但在本变形例中,将实施容易观察的图像强调处理后的内窥镜图像显示在监视器13上。

[0225] 图23是示出本变形例的鉴别支援处理的流程的例子的流程图。图23的处理涉及图3C中的图像强调部33D。

[0226] 鉴别支援部33对所生成的内窥镜图像实施容易观察的图像强调处理(S181)。

[0227] 即,鉴别支援部33具有图像强调部33D,该图像强调部33D在鉴别状态判定部32判定为操作者处于正在对内窥镜11的观察对象进行鉴别的鉴别状态时,对由内窥镜11获得的内窥镜图像实施规定的强调处理、即、对手术操作者来说容易鉴别病变部的强调处理。

[0228] 因此,根据本变形例,能够得到与上述各实施方式相同的效果,并且,手术操作者能够观察内窥镜图像,该内窥镜图像被进行了对手术操作者来说容易鉴别病变部的图像强调。

[0229] 如上所述,根据上述的各实施方式和各变形例,可以提供能够在手术操作者使用

内窥镜进行病变部的鉴别时供手术操作者顺利地接受该鉴别支援的图像处理装置。

[0230] 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。

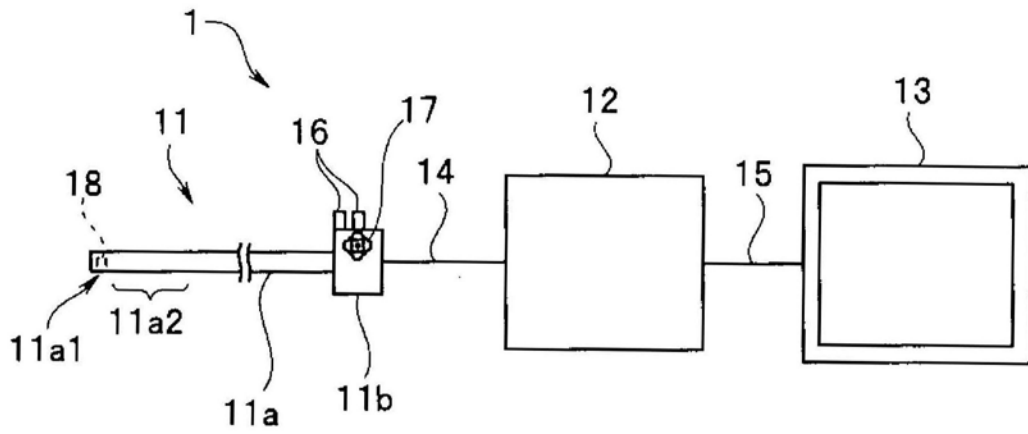


图1

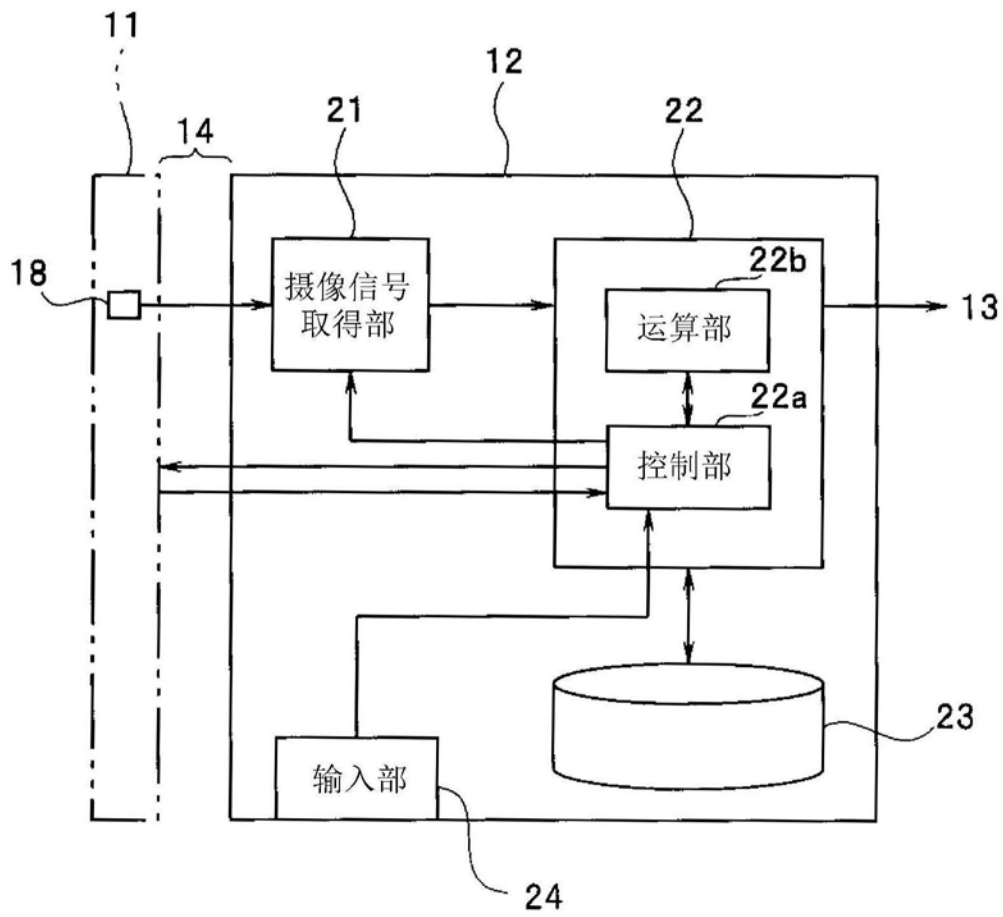


图2

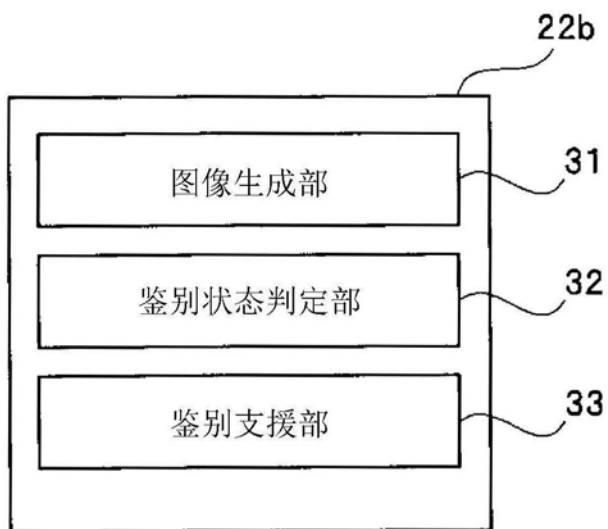


图3A

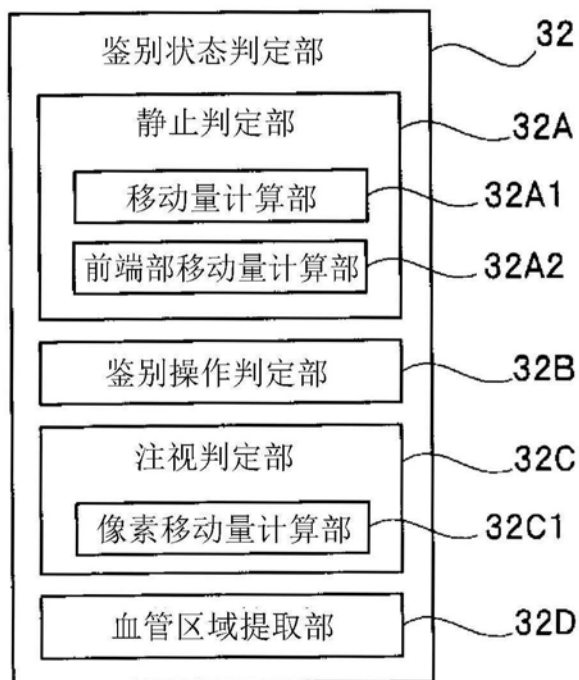


图3B

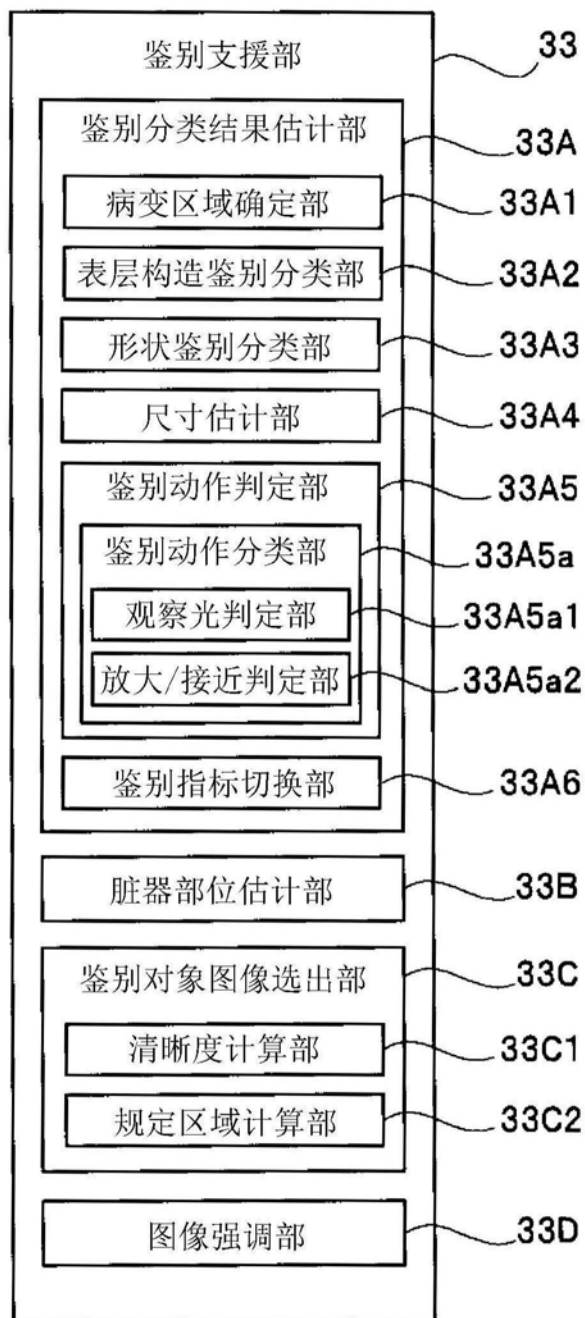


图3C

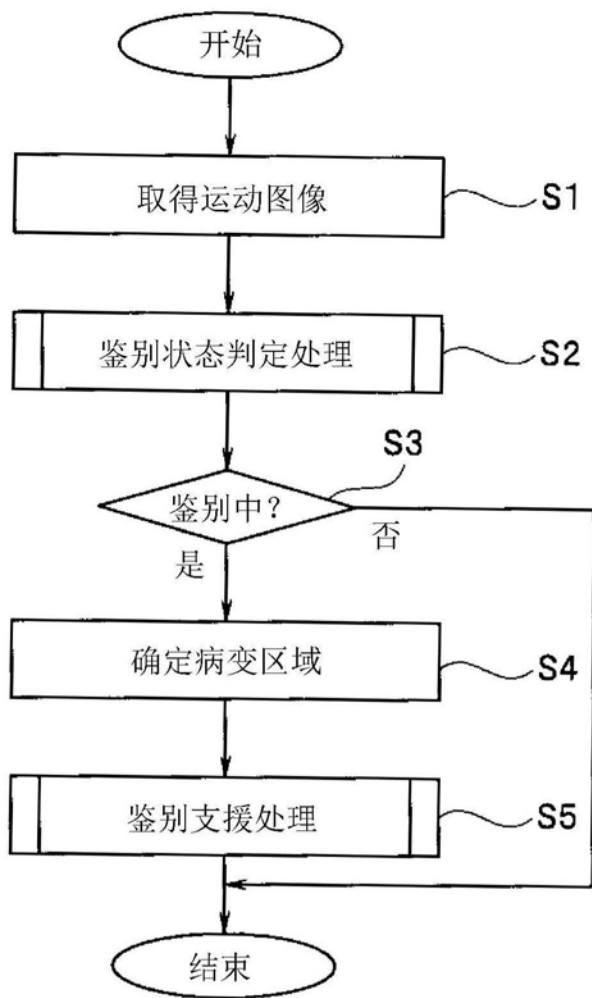


图4

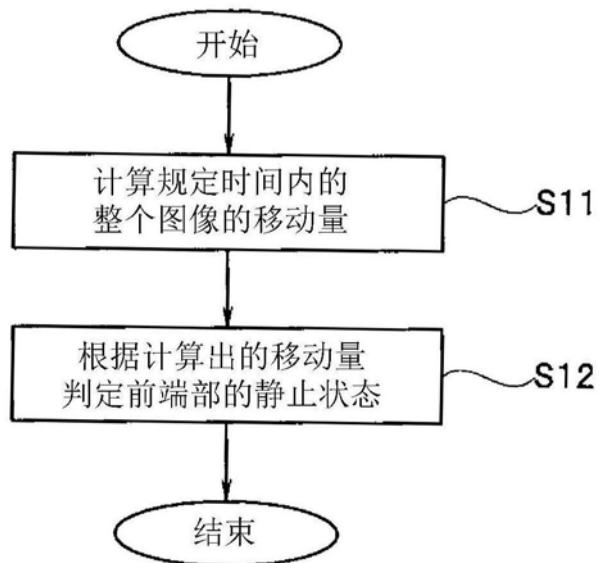


图5

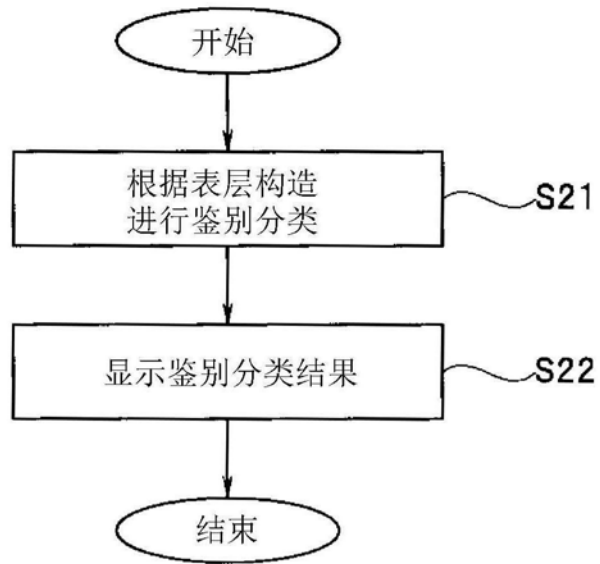


图6

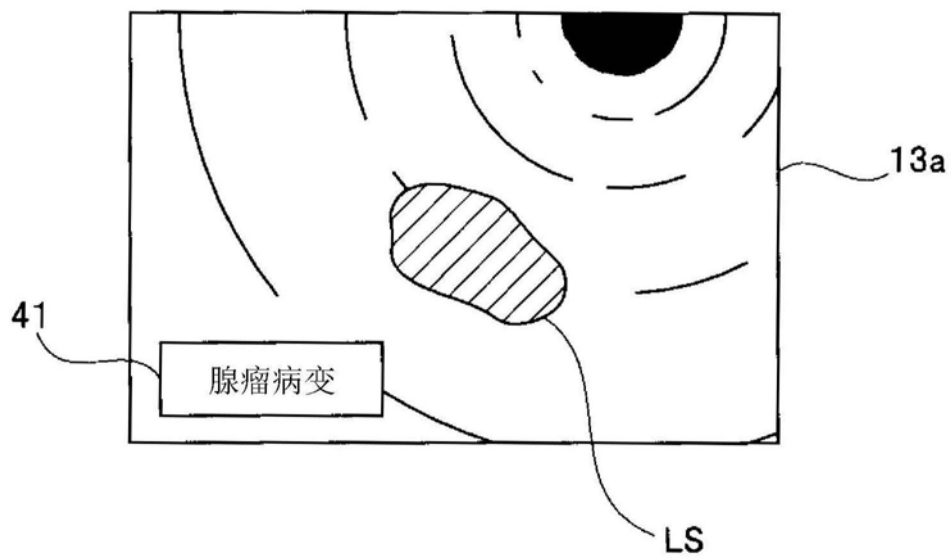


图7

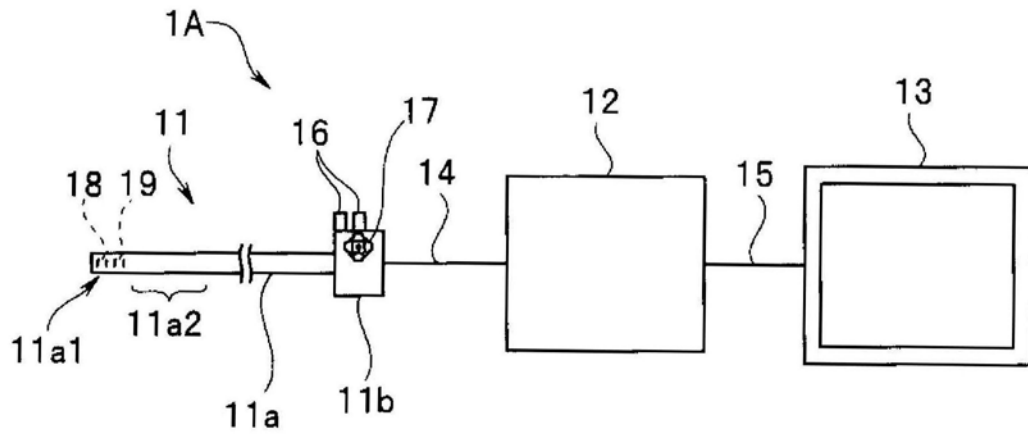


图8

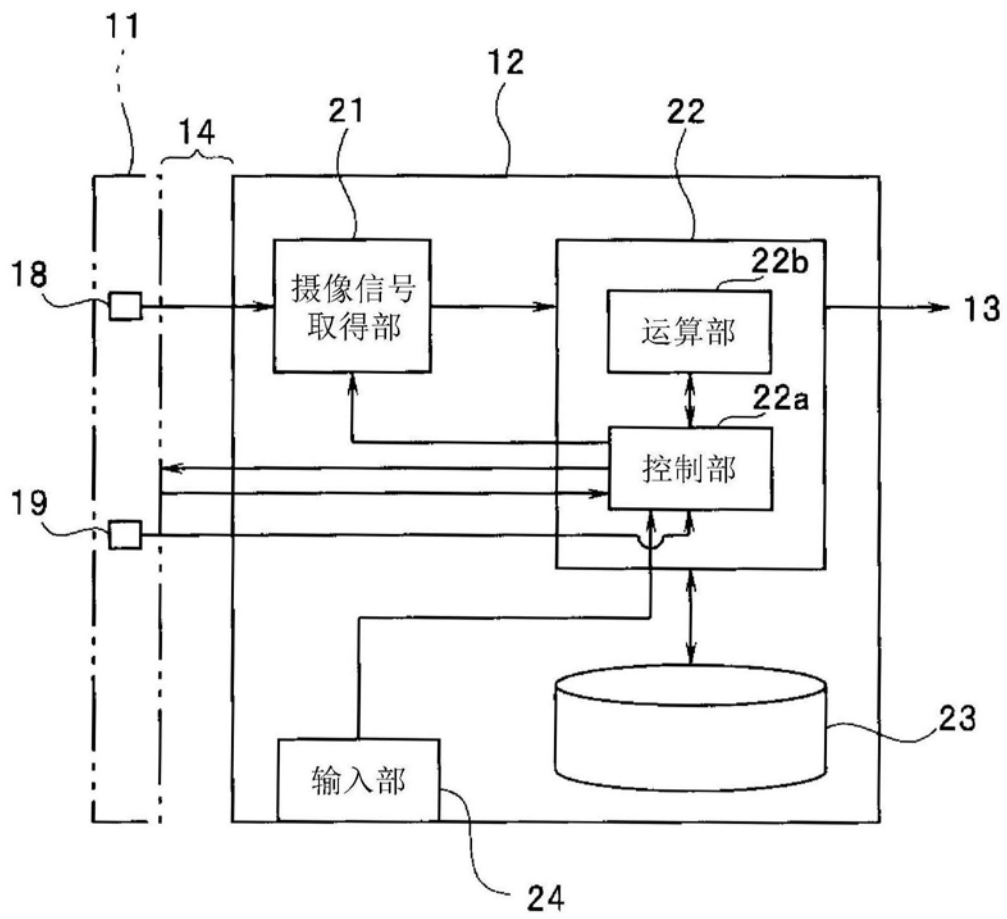


图9

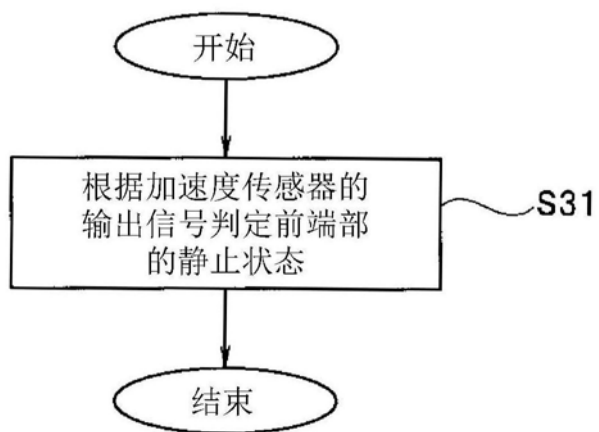


图10

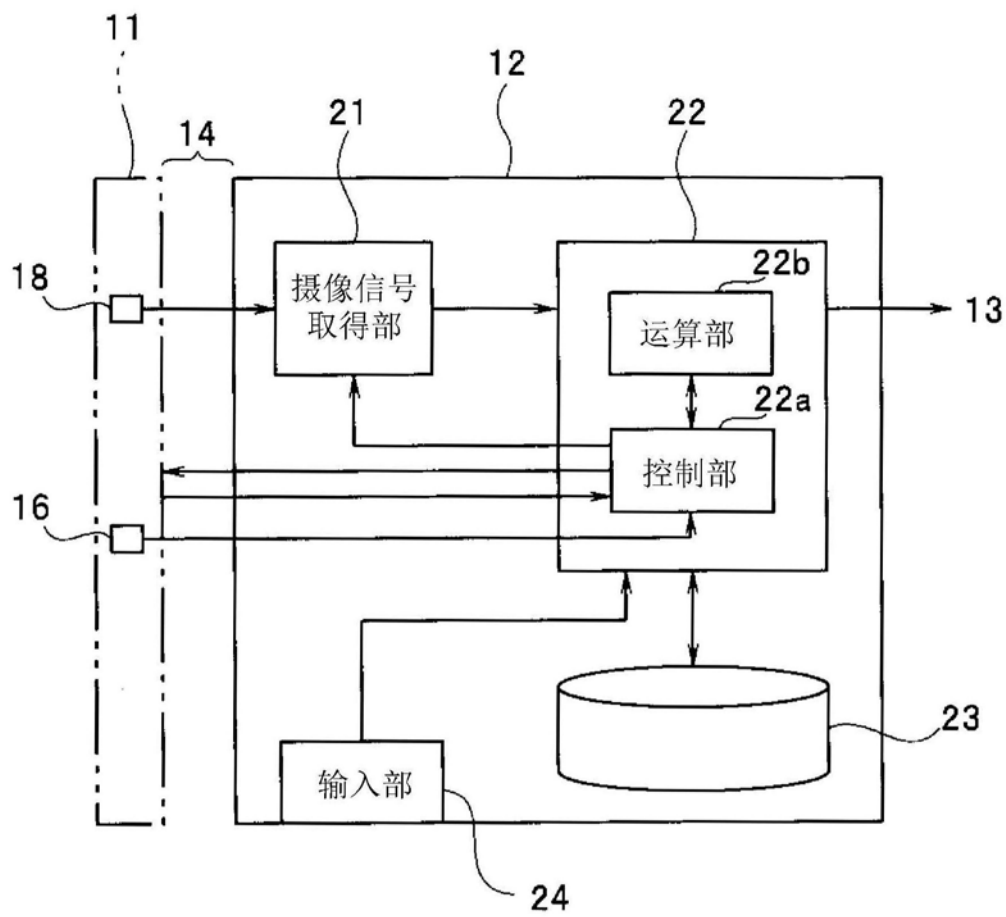


图11

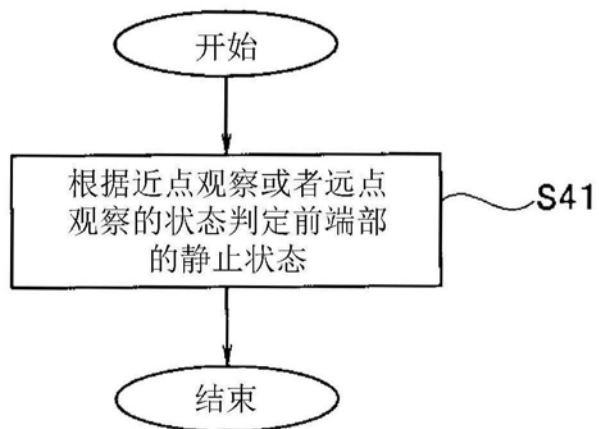


图12

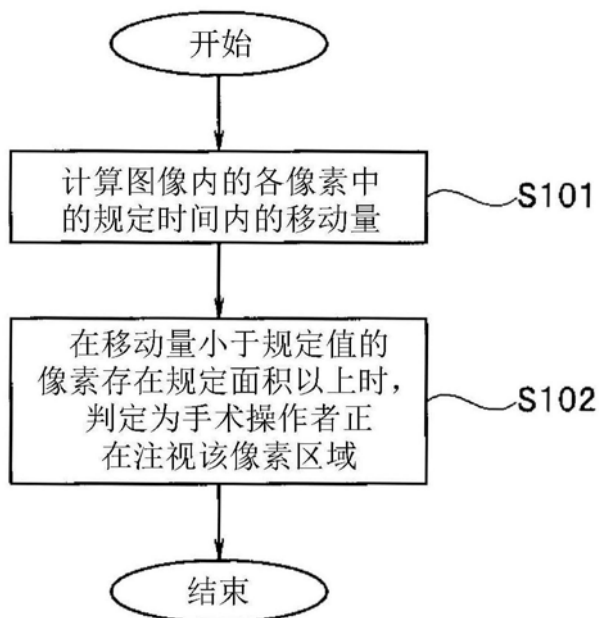


图13

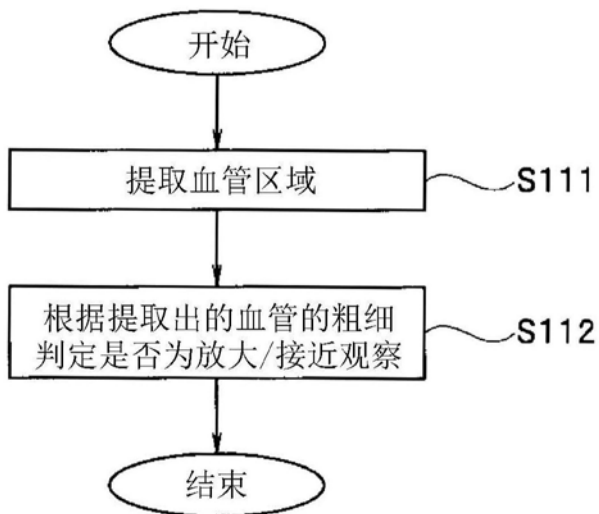


图14

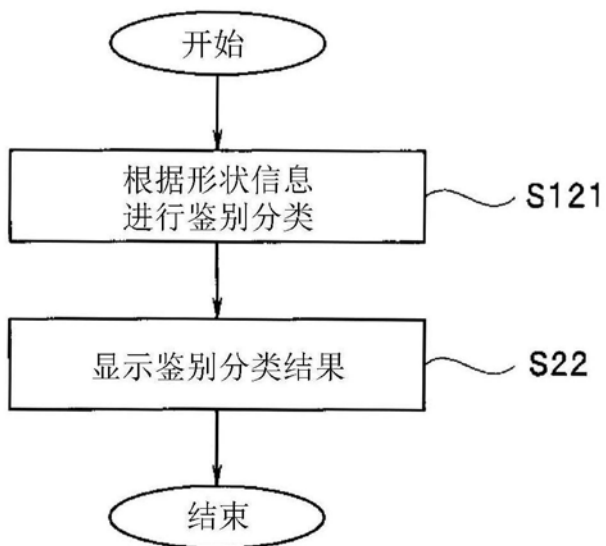


图15

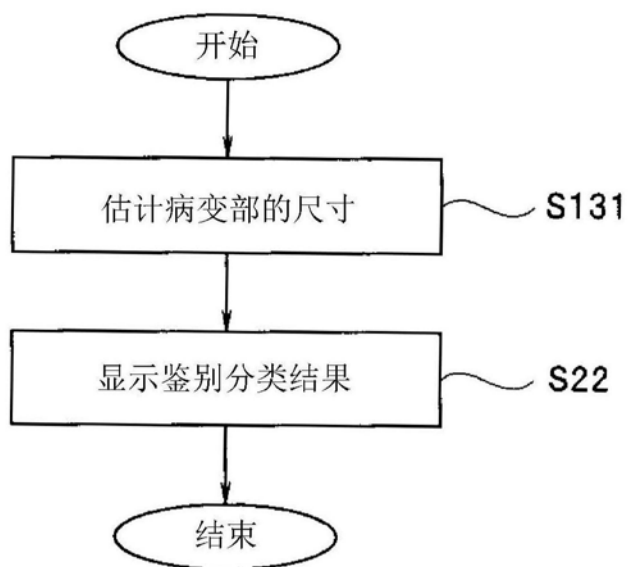


图16

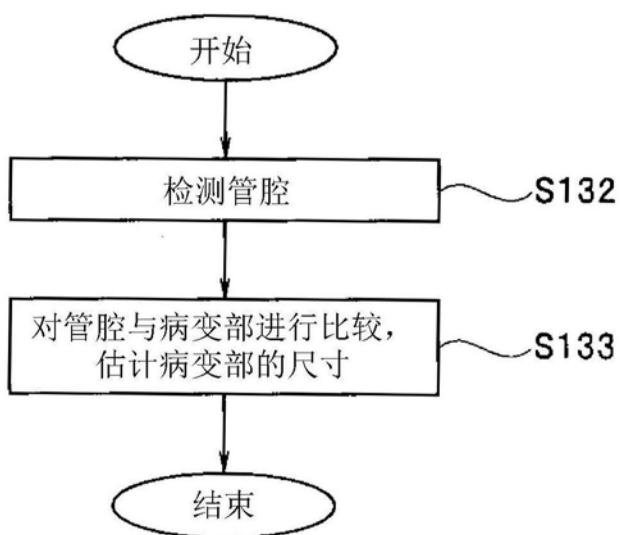


图17

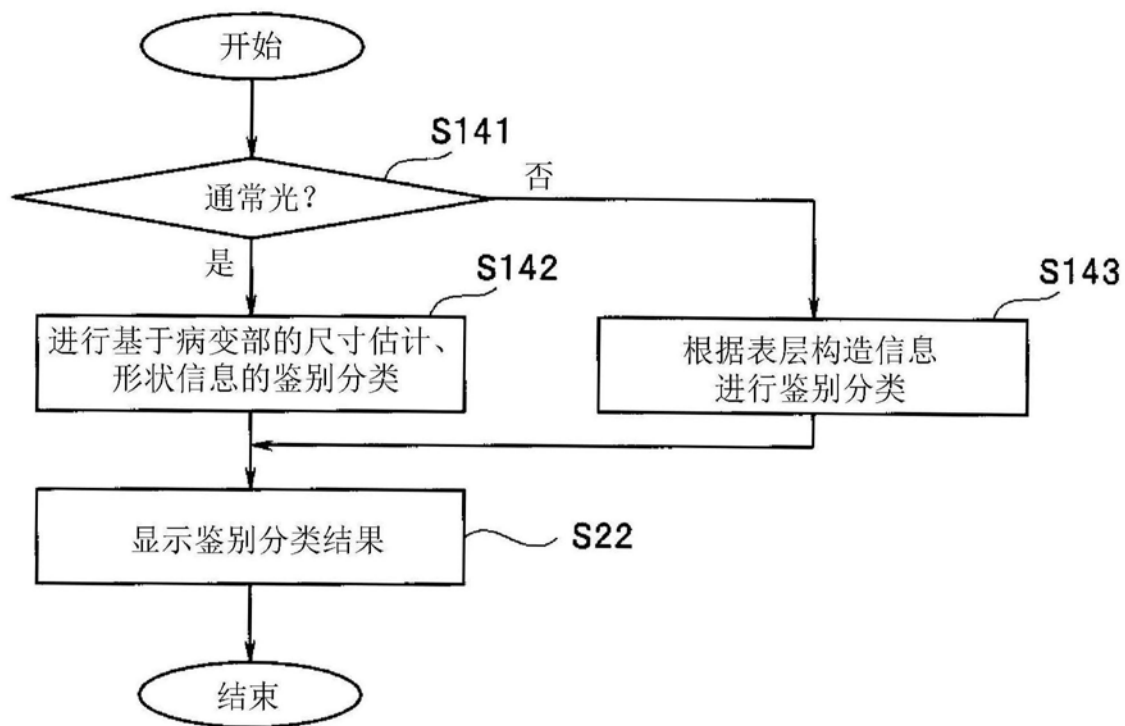


图18

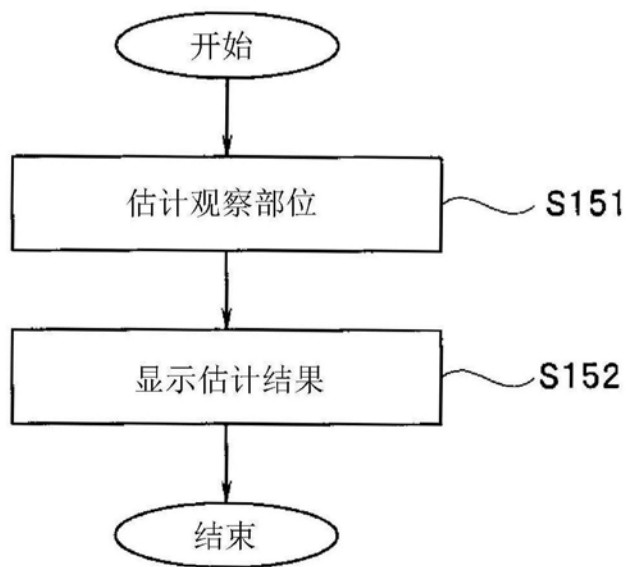


图19

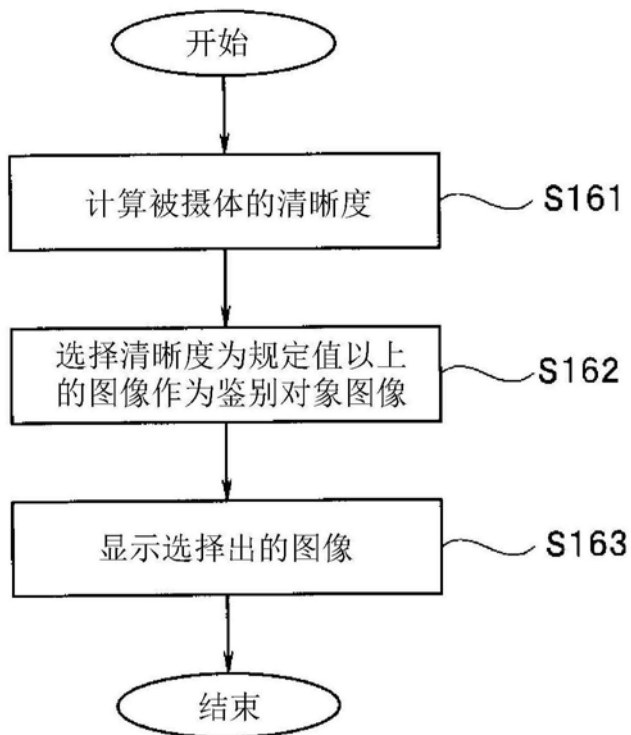


图20

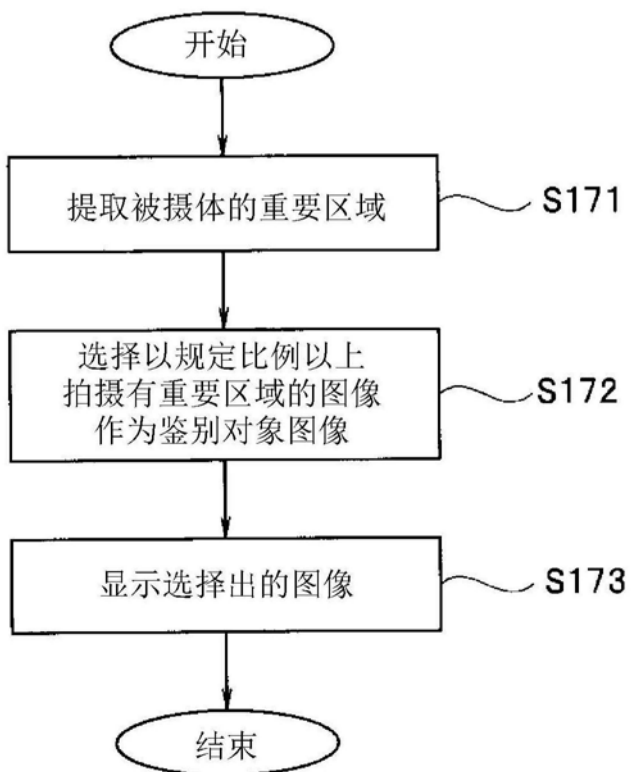


图21

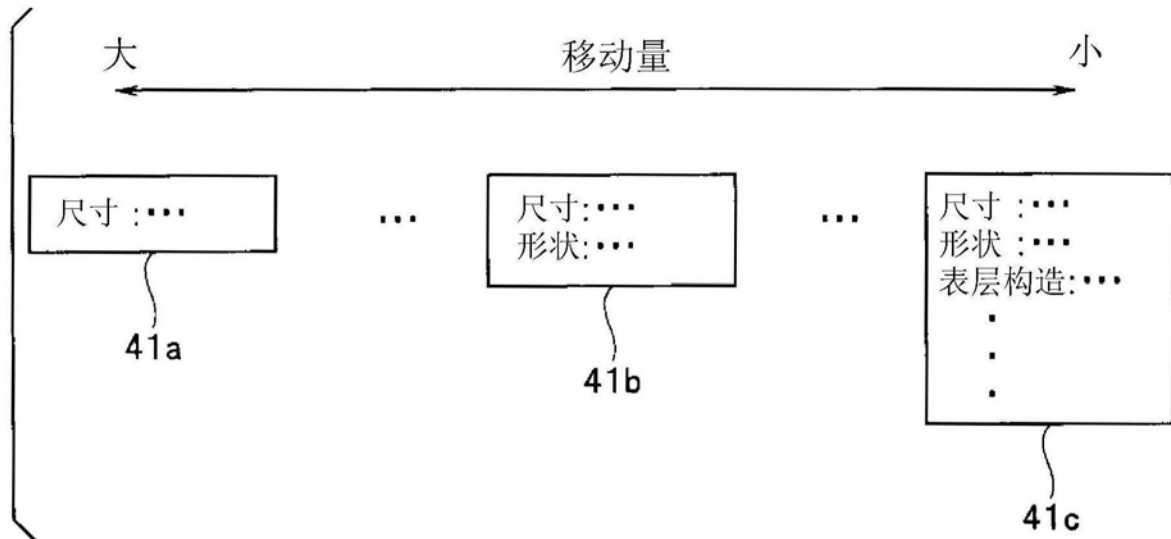


图22

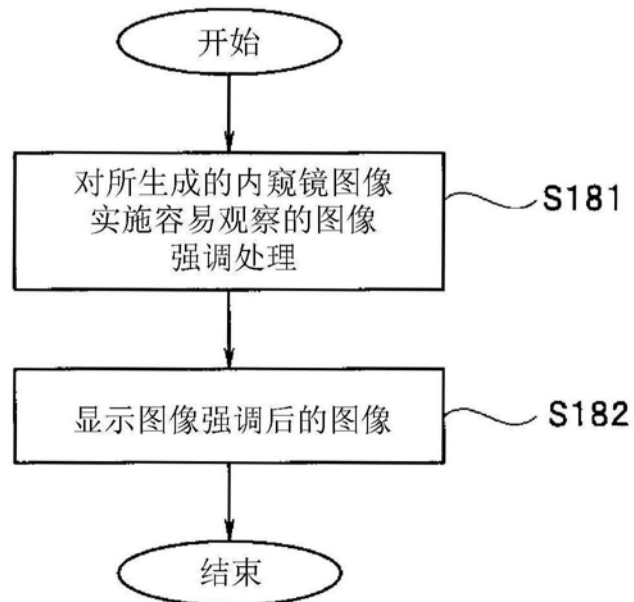


图23

专利名称(译)	图像处理装置		
公开(公告)号	CN110049709A	公开(公告)日	2019-07-23
申请号	CN201680091398.1	申请日	2016-12-07
[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	速水健人 神田大和 河野隆志 木村光隆		
发明人	速水健人 神田大和 河野隆志 木村光隆 高见亮次		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/05 A61B5/489 A61B5/7264 G06K9/4604 G06K9/4671 G06K9/6269 G06K2209/05 G06T7/0012 G06T7/11 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/30028 G06T2207/30096 G16H50/20 H04N2005/2255 A61B1/0638 A61B1/31 G06F3/013 G06K9/628 G06T7/20 G06T7/60 G06T7/70 G06T2207/30092 G06T2207/30101 G06T2207/30244 H04N5/2256		
代理人(译)	崔成哲		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

作为图像处理装置的视频处理器(12)具有：鉴别状态判定部(32)，其根据来自内窥镜(11)的信号或者针对内窥镜(11)的信号，判定内窥镜(11)的操作者是否处于正在对内窥镜(11)的观察对象中的病变部进行鉴别的鉴别状态；以及鉴别支援部(33)，其根据鉴别状态判定部(32)的判定结果，支援操作者对病变部的鉴别。

