



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102123650 A

(43) 申请公布日 2011. 07. 13

(21) 申请号 200980131439. 5

A61B 1/04 (2006. 01)

(22) 申请日 2009. 10. 08

G02B 23/24 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2009-018485 2009. 01. 29 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 02. 12

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/067554 2009. 10. 08

(87) PCT申请的公布数据

W02010/087057 JA 2010. 08. 05

(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 田中秀树

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

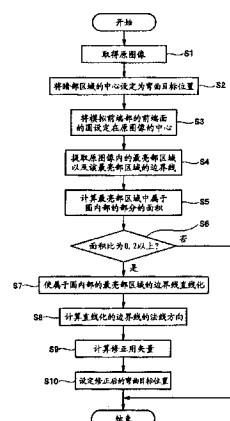
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 8 页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

本发明的内窥镜系统具有：内窥镜，其具有对体腔内的被摄体进行摄像的摄像部；位置设定部，其根据从被摄体的图像获得的一个信息，在图像内设定一个位置；以及位置修正部，其根据从图像获得的其它信息来修正在位置设定部中设定的一个位置，由此设定与一个位置不同的其它位置。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:

内窥镜,其具有对体腔内的被摄体进行摄像的摄像部;

位置设定部,其根据从所述被摄体的图像获得的一个信息,在所述图像内设定一个位置;以及

位置修正部,其根据从所述图像获得的其它信息来修正在所述位置设定部中设定的所述一个位置,由此设定与所述一个位置不同的其它位置。

2. 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:

内窥镜,其具有对体腔内的被摄体进行摄像的摄像部;

位置设定部,其根据从所述被摄体的图像获得的一个信息,在所述图像内设定一个位置;

位置修正部,其根据从所述图像获得的其它信息来修正在所述位置设定部中设定的所述一个位置,由此设定与所述一个位置不同的其它位置;以及

摄像状态调整部,其根据在所述位置修正部中设定的所述其它位置的信息,调整所述摄像部的摄像状态。

3. 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:

内窥镜,其具有插入体腔内的插入部、设置在该插入部的前端部的摄像部和使该插入部弯曲的弯曲部;

位置设定部,其根据从所述摄像部所拍摄的被摄体的图像获得的一个信息,在所述图像内设定使所述前端部通过的一个目标位置;

位置修正部,其根据从所述图像获得的其它信息来修正在所述位置设定部中设定的所述一个目标位置,由此在所述图像内设定与所述一个目标位置不同的其它目标位置;以及

弯曲控制部,其根据在所述位置修正部中设定的所述其它目标位置的信息,进行使所述弯曲部弯曲的控制。

4. 根据权利要求1至3中任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,所述一个信息是所述图像的暗部区域的信息。

5. 根据权利要求1至3中任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,所述其它信息是所述图像的亮部区域的信息。

6. 根据权利要求1至3中任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,所述其它信息是所述图像的边缘的信息。

7. 根据权利要求1至3中任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,所述其它信息是所述图像的色调的信息。

8. 根据权利要求1至3中任意一项所述的内窥镜系统,其特征在于,所述其它信息是所述图像的像素值梯度的信息。

9. 根据权利要求4所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述其它信息是所述图像的亮部区域的信息、所述图像的边缘的信息、所述图像的色调的信息或所述图像的像素值梯度的信息中的任意一个。

10. 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:

内窥镜,其具有插入体腔内的插入部、设置在该插入部的前端部的摄像部和使该插入部弯曲的弯曲部;

位置设定部,其在所述摄像部所拍摄的被摄体的图像内设定使所述前端部通过的一个目标位置;

位置修正部,其根据所述图像的亮部区域的信息来修正在所述位置设定部中设定的所述一个目标位置,由此在所述图像内设定与所述一个目标位置不同的其它目标位置;以及

弯曲控制部,其根据在所述位置修正部中设定的所述其它目标位置的信息,进行使所述弯曲部弯曲的控制。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜系统,尤其涉及可支持内窥镜插入体腔等被检体内的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在医疗领域以及工业领域等中,一直以来广泛应用内窥镜,例如在医疗领域中,当对体腔内的活体组织等进行观察以及各种处置时使用内窥镜。

[0003] 另外,在日本特开平 7-155289 号公报中公开了如下的技术:其用于提取内窥镜所获得的观察图像内的暗部区域,并适当设定插入该内窥镜时的目标位置(行进方向以及移动量),使该暗部区域的中心位置成为观察图像的中心位置。

[0004] 但是,日本特开平 7-155289 号公报所公开的技术只不过是设定配置于体腔内的内窥镜的前端部的目标位置时,进行依赖于该内窥镜所获得的观察图像内的暗部区域的提取结果的运算。换言之,日本特开平 7-155289 号公报所公开的技术可以说是进行基本上忽略了观察图像内的暗部区域的提取结果以外的图像要素的运算。

[0005] 结果,在日本特开平 7-155289 号公报所公开的技术中产生如下这样的问题:当根据目标位置的设定结果来插入内窥镜时,该内窥镜前端面的一部分与肠管褶皱壁等接触的可能性变高,因此不能顺畅地插入该内窥镜。

发明内容

[0006] 本发明是鉴于前述情况而作出的,其目的是提供与以往相比能够顺畅地进行内窥镜插入的内窥镜系统。

[0007] 本发明的内窥镜系统的特征是具有:内窥镜,其具有对体腔内的被摄体进行摄像的摄像部;位置设定部,其根据从所述被摄体的图像获得的一个信息,在所述图像内设定一个位置;以及位置修正部,其根据从所述图像获得的其它信息来修正在所述位置设定部中设定的所述一个位置,由此设定与所述一个位置不同的其它位置。

[0008] 本发明的内窥镜系统的特征是具有:内窥镜,其具有对体腔内的被摄体进行摄像的摄像部;位置设定部,其根据从所述被摄体的图像获得的一个信息,在所述图像内设定一个位置;位置修正部,其根据从所述图像获得的其它信息来修正在所述位置设定部中设定的所述一个位置,由此设定与所述一个位置不同的其它位置;以及摄像状态调整部,其根据在所述位置修正部中设定的所述其它位置的信息,调整所述摄像部的摄像状态。

[0009] 本发明的内窥镜系统的特征是具有:内窥镜,其具有插入体腔内的插入部、设置在该插入部的前端部的摄像部和使该插入部弯曲的弯曲部;位置设定部,其根据从所述摄像部所拍摄的被摄体的图像获得的一个信息,在所述图像内设定使所述前端部通过的一个目标位置;位置修正部,其根据从所述图像获得的其它信息来修正在所述位置设定部中设定的所述一个目标位置,由此在所述图像内设定与所述一个目标位置不同的其它目标位置;以及弯曲控制部,其根据在所述位置修正部中设定的所述其它目标位置的信息,进行使所

述弯曲部弯曲的控制。

[0010] 本发明的内窥镜系统的特征是具有：内窥镜，其具有插入体腔内的插入部、设置在该插入部的前端部的摄像部和使该插入部弯曲的弯曲部；位置设定部，其在所述摄像部所拍摄的被摄体的图像内设定使所述前端部通过的一个目标位置；位置修正部，其根据所述图像的亮部区域的信息来修正在所述位置设定部中设定的所述一个目标位置，由此在所述图像内设定与所述一个目标位置不同的其它目标位置；以及弯曲控制部，其根据在所述位置修正部中设定的所述其它目标位置的信息，进行使所述弯曲部弯曲的控制。

附图说明

[0011] 图 1 是示出本发明实施方式的内窥镜系统的要部结构的一例的图。

[0012] 图 2 是示出设定弯曲目标位置时进行的处理的一例的图。

[0013] 图 3 是示出原图像内的弯曲目标位置的一例的图。

[0014] 图 4 是示出在原图像内设定模拟内窥镜前端部的前端面的圆时的一例的图。

[0015] 图 5 是示出弯曲目标位置的修正用矢量的一例的图。

[0016] 图 6 是示出将图 3 的弯曲目标位置修正为新的弯曲目标位置时的一例的图。

[0017] 图 7 是示出在设定弯曲目标位置时进行的处理的第 1 变形例的图。

[0018] 图 8 是示出设定弯曲目标位置时进行的处理的第 2 变形例的图。

[0019] 图 9 是示出设定弯曲目标位置时进行的处理的第 3 变形例的图。

[0020] 图 10 是示出在原图像内设定模拟内窥镜前端部的前端面的圆、并将包含该圆的内部以及边界的部分分割为多个小区域时的一例的图。

[0021] 图 11 是示出沿从亮部向暗部的梯度方向依次搜索时取得的路径的一例的图。

具体实施方式

[0022] 以下参照附图来说明本发明的实施方式。

[0023] 图 1～图 11 涉及本发明的实施方式。图 1 是示出本发明实施方式的内窥镜系统的要部结构的一例的图。图 2 是示出设定弯曲目标位置时进行的处理的一例的图。图 3 是示出原图像内的弯曲目标位置的一例的图。图 4 是示出在原图像内设定模拟内窥镜前端部的前端面的圆时的一例的图。图 5 是示出在图 2 的处理中获得的弯曲目标位置的修正用矢量的图。图 6 是示出将图 3 的弯曲目标位置修正为新的弯曲目标位置时的一例的图。图 7 是示出设定弯曲目标位置时进行的处理的第 1 变形例的图。图 8 是示出在设定弯曲目标位置时进行的处理的第 2 变形例的图。图 9 是示出设定弯曲目标位置时进行的处理的第 3 变形例的图。图 10 是示出在原图像内设定模拟内窥镜前端部的前端面的圆、并将包含该圆的内部以及边界的部分分割为多个小区域时的一例的图。图 11 是示出沿从亮部向暗部的梯度方向依次搜索时取得的路径的一例的图。

[0024] 内窥镜系统 1 如图 1 所示具有：插入作为被检体的患者的体腔内、并且对该体腔内的被摄体像进行摄像的内窥镜 2；可相对于内窥镜 2 上设置的连接器 14 进行拆装的处理器 6；配置在该患者所躺卧的床的周边部的感应线圈单元 7；内窥镜插入形状检测装置 8；终端装置 9；和监视器 10a 以及 10b。

[0025] 另外，处理器 6 具有：光源部 3，其将用于对作为摄像对象的被摄体进行照明的照

明光提供给内窥镜 2 ;信号处理部 4,其通过对从内窥镜 2 输出的摄像信号进行信号处理来生成视频信号并输出 ;弯曲控制部 5,其进行内窥镜 2 的弯曲控制 ;以及源线圈驱动部 43。

[0026] 内窥镜 2 具有 :插入被检体体腔内的细长的插入部 11 ;设置在插入部 11 后端的操作部 12 ;以及从操作部 12 延伸出的通用缆线 13。并且,在该通用缆线 13 的后端设置有可相对于处理器 6 拆装的连接器 14。

[0027] 插入部 11 具有 :设置在前端侧的硬质的前端部 15 ;与前端部 15 的后端连接的弯曲部 16 ;以及设置在弯曲部 16 的后端与操作部 12 的前端之间的具有可挠性的可挠管部 17。另外,在插入部 11 的内部近似等间隔地设置了 n 个源线圈 $C1$ 、 $C2$ 、 $\cdots Cn$,这 n 个源线圈 $C1$ 、 $C2$ 、 $\cdots Cn$ 产生与源线圈驱动部 43 所施加的源线圈驱动信号对应的磁场。

[0028] 前端部 15 具有圆形形状的前端面而构成。另外,在前端部 15 上设置有摄像部 15a,该摄像部 15a 具有 :使被摄体像成像的物镜光学系统和将经过该物镜光学系统成像的该被摄体像作为摄像信号输出的摄像元件等。

[0029] 在操作部 12 中设置有 :镜体开关 18,其指示冻结图像 (静态图像) 取得等 ;弯曲模式切换开关 19,其进行用于将弯曲部 16 的弯曲模式切换为手动模式或自动模式的某一个的指示 ;以及弯曲用操作杆 20,其在选择了该手动模式时进行弯曲部 16 的弯曲方向以及弯曲角度的指示。另外,在可挠管部 17 的后端侧、处于操作部 12 前端附近的部分设置有通向可贯插处置器具等的未图示的处置器具用通道的处置器具插入口 39。

[0030] 在内窥镜 2 的插入部 11 等的内部中贯插了将从光源部 3 供给的照明光向前端部 15 传送的光导 21。

[0031] 光导 21 的一个端面 (入射端面) 被配置为从连接器 14 突出的状态。另外,光导 21 的另一端面 (出射端面) 被配置在前端部 15 所设置的未图示的照明光学系统的附近。通过这样的结构,从光源部 3 供给的照明光在连接器 14 与处理器 6 连接的状态下经过光导 21 以及未图示的照明光学系统之后,对作为摄像部 15a 的摄像对象的被摄体进行照明。

[0032] 具有作为光源装置的功能的光源部 3 具有 :灯 22,其发出例如作为白色光的照明光 ;灯驱动部 23,其提供驱动灯 22 时所需的电源 ;光圈 24 ;光圈控制部 25,其根据从信号处理部 4 输出的视频信号使光圈 24 的光圈量 (开口量) 增减 ;以及会聚光学系统 26,其会聚通过光圈 24 后的照明光并且提供到光导 21 的入射端面。

[0033] 光圈控制部 25 例如根据所输入的视频信号的亮度分量来计算平均明度,然后根据从该平均明度减去与适当明度相当的基准值而得出的值即差分值来增减光圈 24 的光圈量 (开口量),由此使通过光圈 24 的照明光的光量适当变化。

[0034] 信号处理部 4 具有 :摄像元件驱动部 36,其输出用于驱动设置在摄像部 15a 内的摄像元件的摄像元件驱动信号 ;以及视频处理部 37,其通过对从摄像部 15a 输出的摄像信号进行信号处理,来生成视频信号并输出。由此,在监视器 10a 上显示与所述视频信号相应的内窥镜图像 Ia。

[0035] 在根据弯曲模式切换开关 19 中进行的指示把弯曲部 16 的弯曲模式切换为手动模式的情况下,弯曲控制部 5 进行根据弯曲用操作杆 20 的倾斜方向以及倾斜量来变更弯曲部 16 的弯曲方向以及弯曲角度的控制。另外,在根据弯曲模式切换开关 19 中进行的指示把弯曲部 16 的弯曲模式切换为自动模式的情况下,弯曲控制部 5 进行根据终端装置 9 的运算结果来变更弯曲部 16 的弯曲方向以及弯曲角度的控制。

[0036] 源线圈驱动部 43 与设置在插入部 11 内部的 n 个源线圈 $C1$ 、 $C2$ 、 $\cdots$ Cn 连接,对各个该源线圈依次施加交流的源线圈驱动信号。由此,在设置于插入部 11 内部的各个源线圈的周围产生交变磁场。

[0037] 在感应线圈单元 7 中设置有感应线圈组 44,其分别检测从设置于插入部 11 内部的 n 个源线圈 $C1$ 、 $C2$ 、 $\cdots$ Cn 发出的磁场,并作为磁场检测信号输出。

[0038] 内窥镜插入形状检测装置 8 具有:放大器 45,其放大从感应线圈单元 7 输出的磁场检测信号;源线圈位置/方向检测部 46,其根据从放大器 45 输出的磁场检测信号来检测 n 个源线圈 $C1$ 、 $C2$ 、 $\cdots$ Cn 的 3 维坐标位置以及方向,并作为插入形状信息输出;以及插入形状估计部 47,其根据从源线圈位置/方向检测部 46 输出的插入形状信息来估计插入部 11 的插入形状,并作为插入形状图像信号输出。由此,在监视器 10b 上显示与所述插入形状图像信号相应的插入部 11 的插入形状图像 Ib。

[0039] 终端装置 9 具有运算处理部 91,该运算处理部 91 根据从视频处理部 37 输出的视频信号和从源线圈位置/方向检测部 46 输出的插入形状信息,进行与弯曲部 16 的弯曲模式是自动模式时进行的弯曲控制相关的运算,并将运算结果向弯曲控制部 5 输出。此外,在运算处理部 91 中进行的所述运算的具体内容在后面进行叙述。

[0040] 另外,在终端装置 9 中设置有可暂时存储运算处理部 91 的运算结果等的未图示的存储器。

[0041] 接着,对内窥镜系统 1 的作用进行说明。另外,以下省略了对于弯曲模式切换开关 19 切换为手动弯曲模式时的控制的说明,并且主要对弯曲模式切换开关 19 切换为自动弯曲模式时的控制进行说明。

[0042] 首先,手术者在连接并启动内窥镜系统 1 的各部之后,将内窥镜 2 的插入部 11 插入患者体腔内,并且将弯曲模式切换开关 19 切换为自动弯曲模式。与此相应,开始内窥镜 2 的摄像部 15a 中的被摄体摄像,并且在设置于插入部 11 内的各源线圈中开始产生磁场。

[0043] 伴随着被摄体的摄像而从摄像部 15a 输出的摄像信号经由通用缆线 13 以及连接器 14 向处理器 6 输出,在视频处理部 37 中变换为视频信号,然后输入到终端装置 9 的运算处理部 91。另外,伴随着设置在插入部 11 内的各源线圈中的磁场产生而从感应线圈单元 7 输出的磁场检测信号被放大器 45 放大,通过源线圈位置/方向检测部 46 变换为该各源线圈的 3 维坐标信息,通过插入形状估计部 47 估计插入形状,然后作为插入形状图像信号输入至终端装置 9 的运算处理部 91。

[0044] 终端装置 9 的运算处理部 91 进行基于所输入的视频信号以及插入形状图像信号等的处理,由此设定作为前端部 15 的通过目标的弯曲目标位置(通过目标位置),并将所设定的该弯曲目标位置的信息向弯曲控制部 5 输出。

[0045] 这里,叙述在设定所述弯曲目标位置时运算处理部 91 进行的处理。

[0046] 首先,运算处理部 91 取得与所输入的视频信号对应的原图像(图 2 的步骤 S1)。

[0047] 接着,具有作为位置设定部的功能的运算处理部 91 提取出在图 2 的步骤 S1 中取得的原图像内的暗部区域之后,通过采用公知的处理,将该暗部区域的中心设定为弯曲部 16 的弯曲目标位置(前端部 15 的通过目标位置)(图 2 的步骤 S2)。通过这样的处理,将原图像内的例如图 3 所示的像素位置设定为弯曲目标位置。

[0048] 另外,运算处理部 91 将模拟前端部 15 的前端面的圆设定在所取得的原图像的中

心（图 2 的步骤 S3），然后提取该原图像中的最亮部区域以及该最亮部区域的边界线（图 2 的步骤 S4）。此外，模拟前端部 15 的前端面的圆例如图 4 所示。

[0049] 这里，叙述在提取最亮部区域时进行的处理的具体例。

[0050] 首先，运算处理部 91 将原图像分割为多个等间隔的矩形区域，并确定与像素值的平均值最高的矩形区域的重心相当的一个像素，然后对与所述一个像素邻接的附近 4 个像素的像素值与规定阈值进行比较。

[0051] 接着，运算处理部 91 将具有所述规定阈值以上的像素值的像素视为属于最亮部区域的像素，并且对新的属于最亮部区域的各像素附近的 4 个像素的像素值与规定阈值进行比较。

[0052] 并且，反复进行上述的比较处理，直至没有被视为属于最亮部区域的像素，由此能够获得最亮部区域以及该最亮部区域的边界线的提取结果。

[0053] 另一方面，运算处理部 91 计算图 2 的步骤 S4 中提取出的最亮部区域中属于图 2 的步骤 S3 中设定的圆内部的部分的面积（图 2 的步骤 S5）。

[0054] 然后，运算处理部 91 判定图 2 的步骤 S3 中设定的圆内部的最亮部区域的面积与整个圆的面积之间的面积比是否在 0.2 以上（图 2 的步骤 S6）。并且，运算处理部 91 在检测出所述面积比小于 0.2 的情况下，视为不需要修正图 2 的步骤 S2 中计算的弯曲目标位置，并将该弯曲目标位置的计算结果向弯曲控制部 5 输出。另外，运算处理部 91 在检测出所述面积比是 0.2 以上的情况下，视为需要修正图 2 的步骤 S2 中计算出的弯曲目标位置，并继续进行图 2 的步骤 S7 以后的处理。

[0055] 运算处理部 91 例如通过进行霍夫变换等处理，来使属于图 2 的步骤 S3 中设定的圆内部的最亮部区域的边界线直线化（图 2 的步骤 S7）。

[0056] 另外，运算处理部 91 计算相对于图 2 的步骤 S7 中直线化后的边界线的法线方向（图 2 的步骤 S8）。具体地说，运算处理部 91 计算属于圆内部的最亮部区域的重心所在的方向的逆方向，作为相对于图 2 的步骤 S7 中直线化后的边界线的法线方向。

[0057] 接着，运算处理部 91 如图 5 所示的那样，计算以图 2 的步骤 S3 中设定的圆的中心 D1 为起点、具有与该圆的半径 R1 相同的大小、且朝着与图 2 的步骤 S8 中计算出的法线方向相同方向的弯曲目标位置修正用矢量 V_a （图 2 的步骤 S9）。另外，运算处理部 91 在图 2 的步骤 S9 的处理前后，进行计算以图 2 的步骤 S3 中设定的圆的中心 D1 为起点、以图 2 的步骤 S2 中计算出的弯曲目标位置为终点的矢量 V_b 的处理。

[0058] 具有作为位置修正部的功能的运算处理部 91 在生成了所述矢量 V_a 以及 V_b 按第 1 比例相加而成的合成矢量之后，将位于该合成矢量的终点处的像素位置设定为修正后的弯曲目标位置（图 2 的步骤 S10）。通过这样的处理，图 2 的步骤 S2 中计算出的弯曲目标位置修正为例如图 6 所示的新弯曲目标位置。

[0059] 然后，运算处理部 91 将图 2 的步骤 S10 中获得的修正后的弯曲目标位置的计算结果输出至弯曲控制部 5。

[0060] 并且，弯曲控制部 5 可通过进行基于图 2 所示的一连串处理的处理结果的控制，来使弯曲部 16 弯曲，以尽量避免前端部 15 的前端面与存在于体腔内的褶皱壁或体壁接触。

[0061] 此外，根据本实施方式，例如作为以后的各变形例所示的那样，可采用原图像中的暗部区域的提取结果和该原图像中的最亮部区域的提取结果以外的要素来修正弯曲目标

位置。

[0062] 这里,参照图 7,说明作为本实施方式的第 1 变形例的、采用原图像中的暗部区域的提取结果和该原图像中的边缘提取结果来修正弯曲目标位置时进行的一连串处理。

[0063] 首先,运算处理部 91 取得与所输入的视频信号相应的原图像(图 7 的步骤 S21)。

[0064] 接着,运算处理部 91 在提取出图 7 的步骤 S21 中取得的原图像内的暗部区域之后,通过采用公知的处理,将该暗部区域的中心设定为弯曲部 16 的弯曲目标位置(前端部 15 的通过目标位置)(图 7 的步骤 S22)。

[0065] 另外,运算处理部 91 在将模拟前端部 15 的前端面的圆设定在所取得的原图像中心(图 7 的步骤 S23)之后,提取该圆内部所包含的边缘(图 7 的步骤 S24)。

[0066] 然后,运算处理部 91 计算与图 7 的步骤 S24 中提取的边缘对应的法线方向(图 7 的步骤 S25)。具体地说,运算处理部 91 计算与从边缘中心向着弯曲目标位置的矢量所构成的角度小于 90° 的方向,作为该边缘的法线方向。

[0067] 接着,运算处理部 91 计算以图 7 的步骤 S23 中设定的圆的中心 D2 为起点、具有与该圆的半径 R2 相同大小且朝着与图 7 的步骤 S25 中计算的法线方向相同方向的弯曲目标位置修正用矢量 V_c (图 7 的步骤 S26)。另外,运算处理部 91 在图 7 的步骤 S26 的处理前后,进行计算以图 7 的步骤 S23 中设定的圆的中心 D2 为起点、以图 7 的步骤 S22 中计算的弯曲目标位置为终点的矢量 V_d 的处理。

[0068] 运算处理部 91 在生成了所述矢量 V_c 以及 V_d 按第 2 比例相加而成的合成矢量之后,将位于该合成矢量的终点处的像素位置设定为修正后的弯曲目标位置(图 7 的步骤 S27)。通过这样的处理,将图 7 的步骤 S22 中计算出的弯曲目标位置修正为新弯曲目标位置。

[0069] 然后,运算处理部 91 将图 7 的步骤 S27 中获得的修正后的弯曲目标位置的计算结果输出至弯曲控制部 5。

[0070] 并且,弯曲控制部 5 可通过进行基于图 7 所示的一连串处理的处理结果的控制来使弯曲部 16 弯曲,以尽量避免前端部 15 的前端面与存在于体腔内的褶壁或体壁接触。

[0071] 这里,参照图 8 说明作为本实施方式的第 2 变形例的、采用原图像中的暗部区域的提取结果与该原图像中的色调的提取结果来修正弯曲目标位置时进行的一连串处理。

[0072] 首先,运算处理部 91 取得与所输入的视频信号相应的原图像(图 8 的步骤 S41)。

[0073] 接着,运算处理部 91 在提取出图 8 的步骤 S41 中取得的原图像内的暗部区域之后,通过采用公知的处理,将该暗部区域的中心设定为弯曲部 16 的弯曲目标位置(前端部 15 的通过目标位置)(图 8 的步骤 S42)。

[0074] 另外,运算处理部 91 在将模拟前端部 15 的前端面的圆设定在所取得的原图像的中心(图 8 的步骤 S43)之后,在该原图像内连接色调相似的接近像素彼此间并进行填涂,由此将该原图像分割为多个小区域(图 8 的步骤 S44)。此外,作为图 8 中的步骤 S44 的处理,运算处理部 91 进行采用分水岭算法或基于图像锥的分割算法等的处理。

[0075] 运算处理部 91 检测图 8 的步骤 S44 中获得的多个小区域中具有与图 8 的步骤 S43 中设定的圆内部重复的部分的小区域的色调(图 8 的步骤 S45)。

[0076] 然后,运算处理部 91 根据在图 8 的步骤 S45 中检测到的小区域的色调,来判定该小区域是否是表示残渣的区域(图 8 的步骤 S46)。

[0077] 这里,叙述根据色调来判定是否是残渣时进行的处理的具体例。

[0078] 首先,运算处理部 91 通过采用公知的处理,来将图 8 的步骤 S45 中检测到的小区域的 RGB 值向色度坐标 (x、y) 变换。

[0079] 接着,运算处理部 91 判定所获得的色度坐标 (x、y) 在 CIExy 色度图上是否满足下式 (1) 的关系。

$$[0080] \quad y > \frac{(0.4-0.0)}{(0.6-0.4)}(x-0.4) \quad \cdots (1)$$

[0081] 并且,运算处理部 91 在所获得的色度坐标 (x、y) 不满足上式 (1) 的关系时,判定为在图 8 的步骤 S45 中检测出的小区域表示残渣以外的其它要素(血液等),并且视为不需要修正图 8 的步骤 S42 中计算出的弯曲目标位置,将该弯曲目标位置的计算结果向弯曲控制部 5 输出。另外,运算处理部 91 在所获得的色度坐标 (x、y) 满足上式 (1) 的关系时,判定为图 8 的步骤 S45 中检测出的小区域表示残渣,并且视为需要修正图 8 的步骤 S42 中计算出的弯曲目标位置,继续进行图 8 的步骤 S47 以后的处理。

[0082] 然后,运算处理部 91 利用椭圆来近似取得了表示残渣的判定结果的小区域(图 8 的步骤 S47)。

[0083] 运算处理部 91 根据在图 8 的步骤 S47 中获得的椭圆,计算以原图像中心为起点且以该椭圆中的切点为终点的 2 个切线矢量 Ve1 和 Ve2。另外,运算处理部 91 计算以图 8 的步骤 S43 中设定的圆的中心 D3 为起点、以图 8 的步骤 S42 中计算出的弯曲目标位置为终点的矢量 Vf。

[0084] 并且,运算处理部 91 将 2 个切线矢量 Ve1 以及 Ve2 中的与矢量 Vf 所成角度相对小的一个切线矢量计算为弯曲目标位置修正用矢量(图 8 的步骤 S48)。

[0085] 运算处理部 91 在生成了所述一个切线矢量 (Ve1 或 Ve2) 及矢量 Vf 按第 3 比例相加而得的合成矢量之后,将位于该合成矢量的终点处的像素位置设定为修正后的弯曲目标位置(图 8 的步骤 S49)。通过这样的处理,在图 8 的步骤 S42 中计算出的弯曲目标位置被修正为新弯曲目标位置。

[0086] 然后,运算处理部 91 将图 8 的步骤 S49 中获得的修正后的弯曲目标位置的计算结果向弯曲控制部 5 输出。

[0087] 并且,弯曲控制部 5 可通过进行基于图 8 所示的一连串处理的处理结果的控制,使弯曲部 16 弯曲,以尽量避免前端部 15 的前端面与存在于体腔内的残渣接触。

[0088] 这里,参照图 9 等来说明作为本实施方式的第 3 变形例的、采用原图像中的暗部区域的提取结果与该原图像中的像素值梯度的提取结果来修正弯曲目标位置时进行的一连串处理。

[0089] 首先,运算处理部 91 取得与所输入的视频信号相应的原图像(图 9 的步骤 S61)。

[0090] 接着,运算处理部 91 在提取出图 9 的步骤 S61 中取得的原图像内的暗部区域之后,通过采用公知的处理,将该暗部区域的中心设定为弯曲部 16 的弯曲目标位置(前端部 15 的通过目标位置)(图 9 的步骤 S62)。

[0091] 另外,运算处理部 91 在将模拟前端部 15 的前端面的圆设定在所取得的原图像的中心(图 9 的步骤 S63)之后,将包含该圆的内部以及边界的部分分割为矩形形状的多个小区域(图 9 的步骤 S64)。具体地说,在图 9 的步骤 S63 中设定的圆通过图 9 的步骤 S64 的

处理被分割为例如图 10 所示的多个小区域。

[0092] 接着,运算处理部 91 计算在图 9 的步骤 S64 中获得的各小区域内的像素值的平均值(图 9 的步骤 S65)。

[0093] 此外,运算处理部 91 采用图 9 的步骤 S65 的处理所计算出的各小区域内的像素值的平均值,针对该各个小区域来检测从亮部向着暗部的梯度方向(图 9 的步骤 S66)。具体地说,运算处理部 91 分别对一个小区域中的像素值的平均值与该一个小区域附近的 8 个小区域中的像素值平均值进行比较,并将该附近 8 个小区域中像素值的平均值比该一个小区域低的小区域所在的方向检测为所述梯度方向(针对每个区域)。

[0094] 另一方面,运算处理部 91 通过沿在图 9 的步骤 S66 中检测出的梯度方向依次搜索,来取得从包含图 9 的步骤 S63 中设定的圆的中心的小区域到该圆的边界附近的小区域的路径。所述路径可作为例如图 11 所示的路径来取得。

[0095] 然后,运算处理部 91 计算以图 9 的步骤 S63 中设定的圆的中心 D4 为起点、具有与该圆的半径 R4 相同的大小且朝着与包含所述路径的起点的小区域中的梯度方向或包含所述路径的终点的小区域中的梯度方向相同方向的弯曲目标位置修正用矢量 v_g (图 9 的步骤 S67)。另外,运算处理部 91 在图 9 的步骤 S67 的处理前后,进行计算以图 9 的步骤 S63 中设定的圆中心 D4 为起点、以图 9 的步骤 S62 中计算出的弯曲目标位置为终点的矢量 V_h 的处理。

[0096] 运算处理部 91 在生成了所述矢量 V_g 以及 V_h 按第 4 比例相加而得的合成矢量之后,将位于该合成矢量的终点处的像素位置设定为修正后的弯曲目标位置(图 9 的步骤 S68)。通过这样的处理,在图 9 的步骤 S62 中计算出的弯曲目标位置被修正为新弯曲目标位置。

[0097] 然后,运算处理部 91 将在图 9 的步骤 S68 中获得的修正后的弯曲目标位置的计算结果向弯曲控制部 5 输出。

[0098] 然后,弯曲控制部 5 可通过进行基于图 9 所示的一连串处理的处理结果的控制,来使弯曲部 16 弯曲,以尽量避免前端部 15 的前端面与存在于体腔内的褶皱壁或体壁接触。

[0099] 如以上所述,根据本实施方式的内窥镜系统 1,可通过进行采用原图像中的暗部区域的提取结果和该原图像中的暗部区域的提取结果以外的图像要素的运算,来设定使得前端部 15 的前端面不会与存在于内窥镜 2 的插入方向上的对象物接触的适当弯曲目标位置(通过目标位置)。因此,根据本实施方式的内窥镜系统 1,与以往相比可顺畅地进行内窥镜的插入。

[0100] 另一方面,根据本实施方式,除了修正预先设定的一个弯曲目标位置并根据修正后的其它弯曲目标位置使弯曲部弯曲以外,例如还可以考虑修正预先设定的一个摄像对象位置并根据修正后的其它摄像对象位置来调整摄像部的摄像状态这样的应用例。

[0101] 具体地说,作为与上述应用例对应的结构,例如可举出摄像部 15a 的物镜光学系统具有变焦镜头且处理器 6 具有用于驱动该变焦镜头的镜头驱动控制部这样的结构。

[0102] 另外,作为与上述结构对应的作用,运算处理部 91 进行如下处理:在根据从摄像部 15a 所拍摄的被摄体图像获得的一个信息(暗部区域的信息)设定一个摄像对象位置之后,根据从该图像获得的其它信息(亮部区域、边缘、色调或像素值梯度中的任意一个信息)来计算与该一个摄像对象位置不同的其它摄像对象位置。此外,在上述处理之后,所述

镜头驱动控制部在所述其它摄像对象位置处于所述图像外部（摄像部 15a 的观察视野范围之外）时，进行将摄像部 15a 的变焦镜头驱动到广角侧的控制。

[0103] 并且，在实施了具有以上所述的结构以及作用的应用例时，也能够获得与以往相比顺畅地进行内窥镜插入的效果。

[0104] 此外，本发明不限于上述实施方式，显然在不脱离发明主旨的范围内可进行各种变更及应用。

[0105] 本申请以 2009 年 1 月 29 日向日本国申请的日本特愿 2009-18485 号为优先权基础，上述公开内容已引入到本申请的说明书、权利要求书以及附图中。

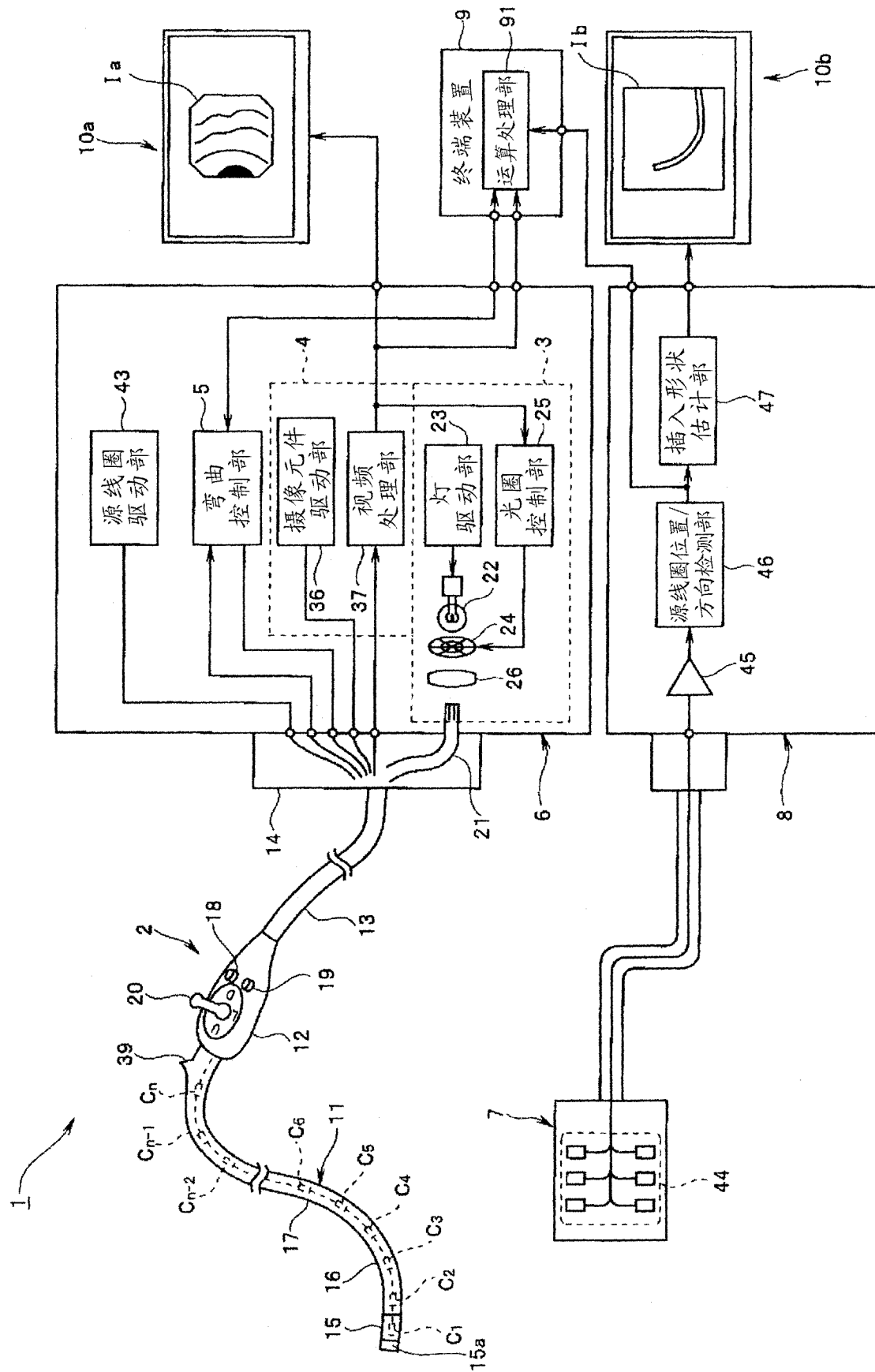


图 1

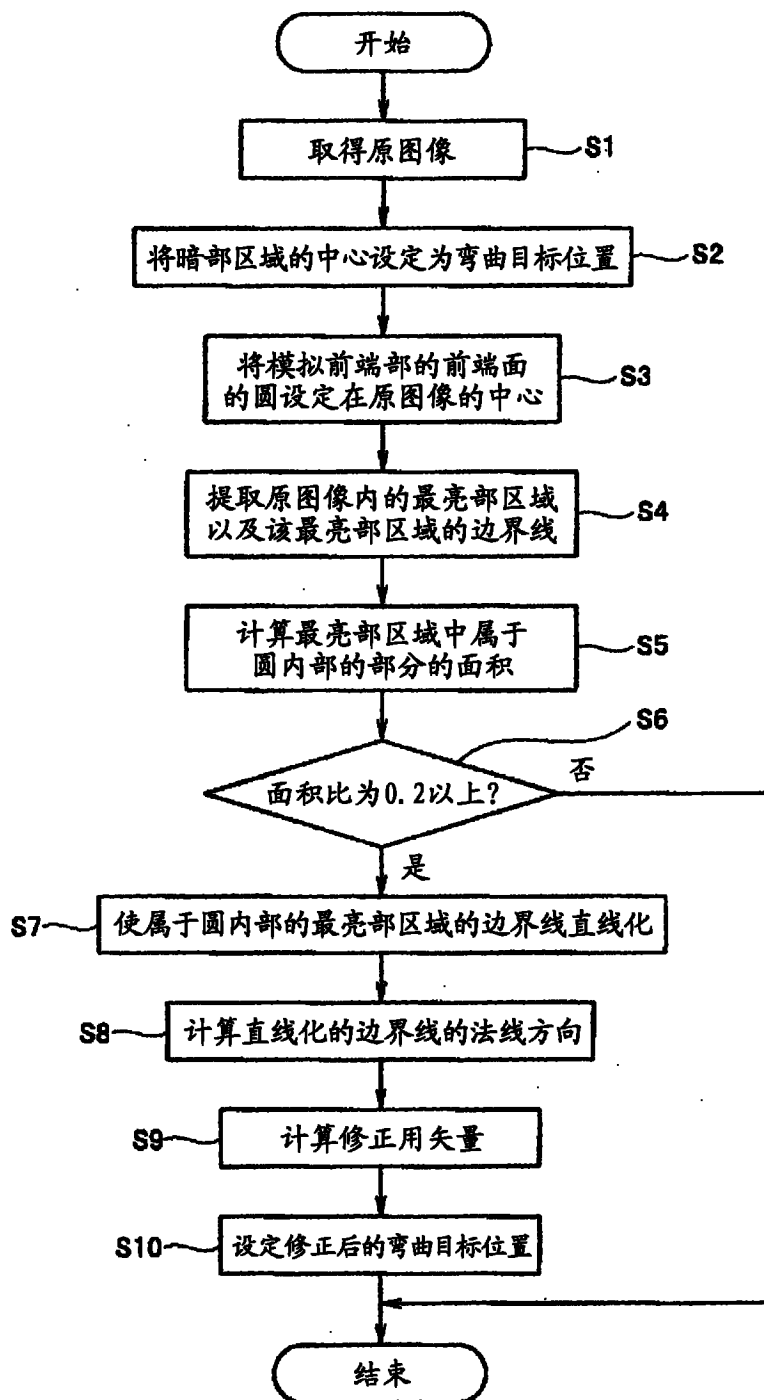


图 2

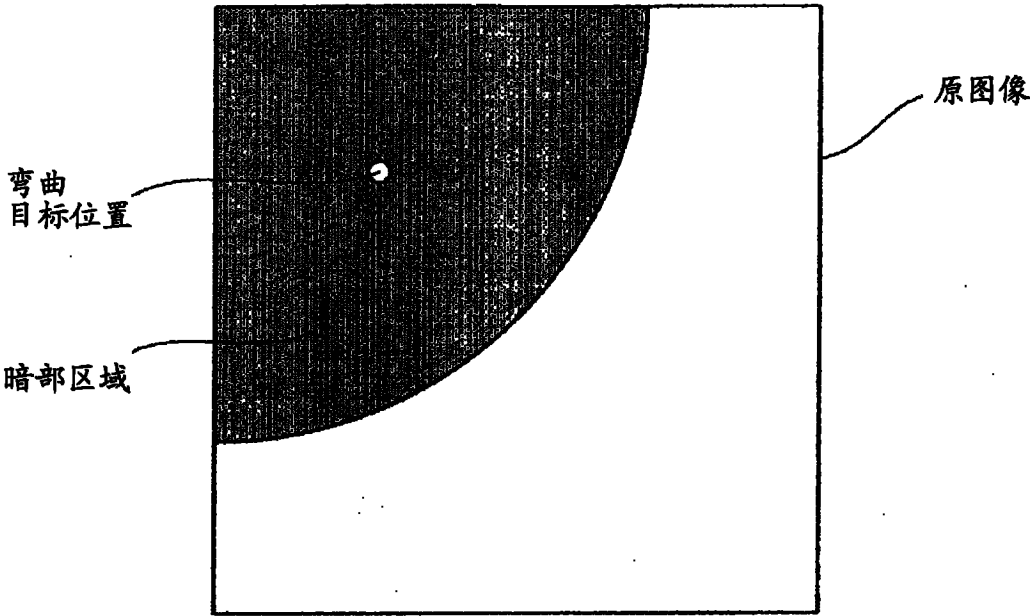


图 3

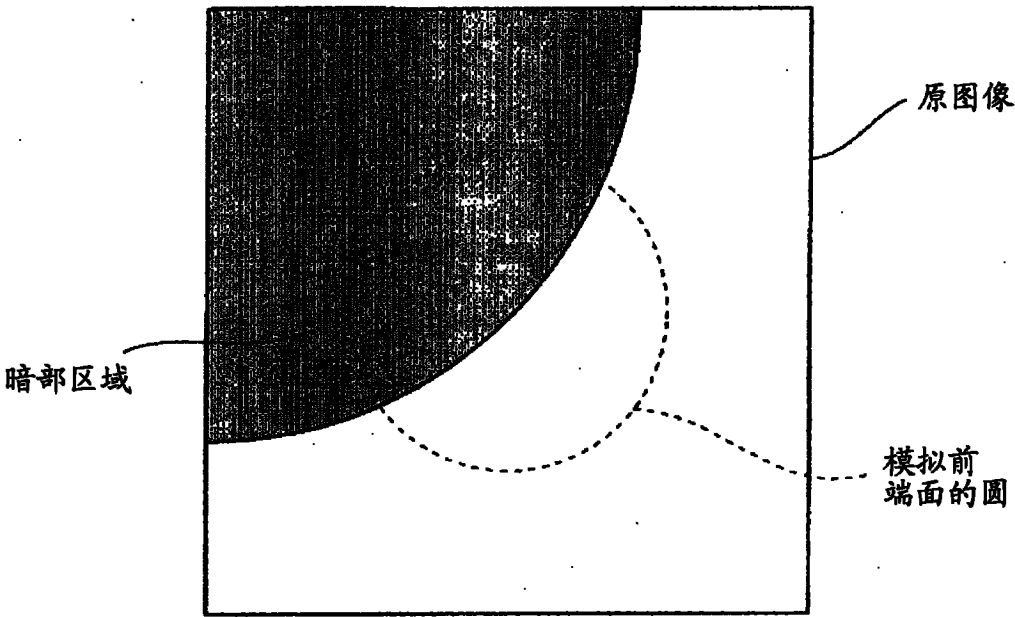


图 4

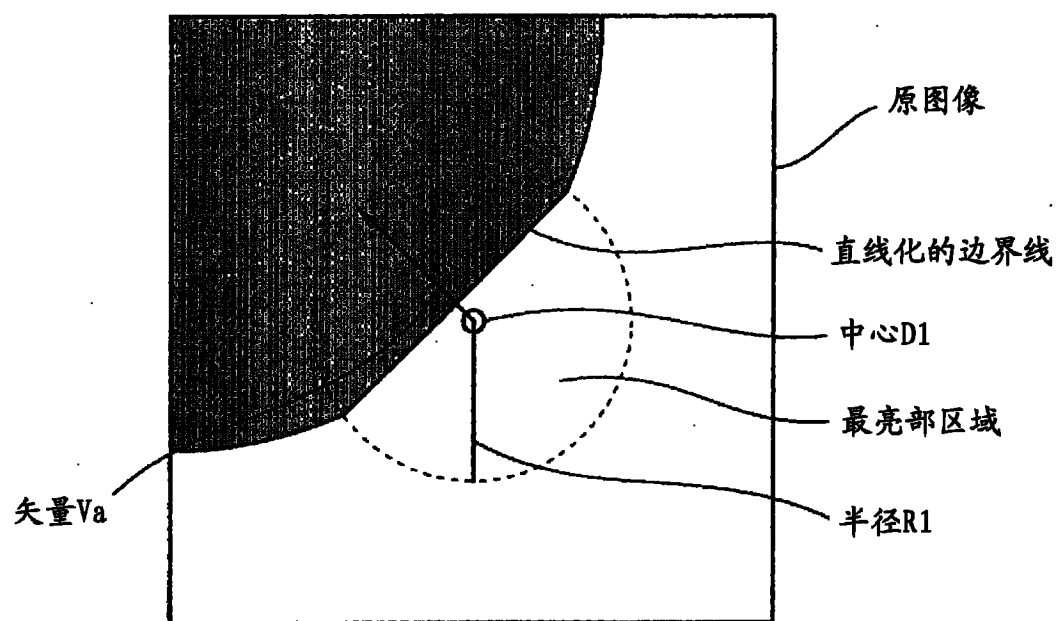


图 5

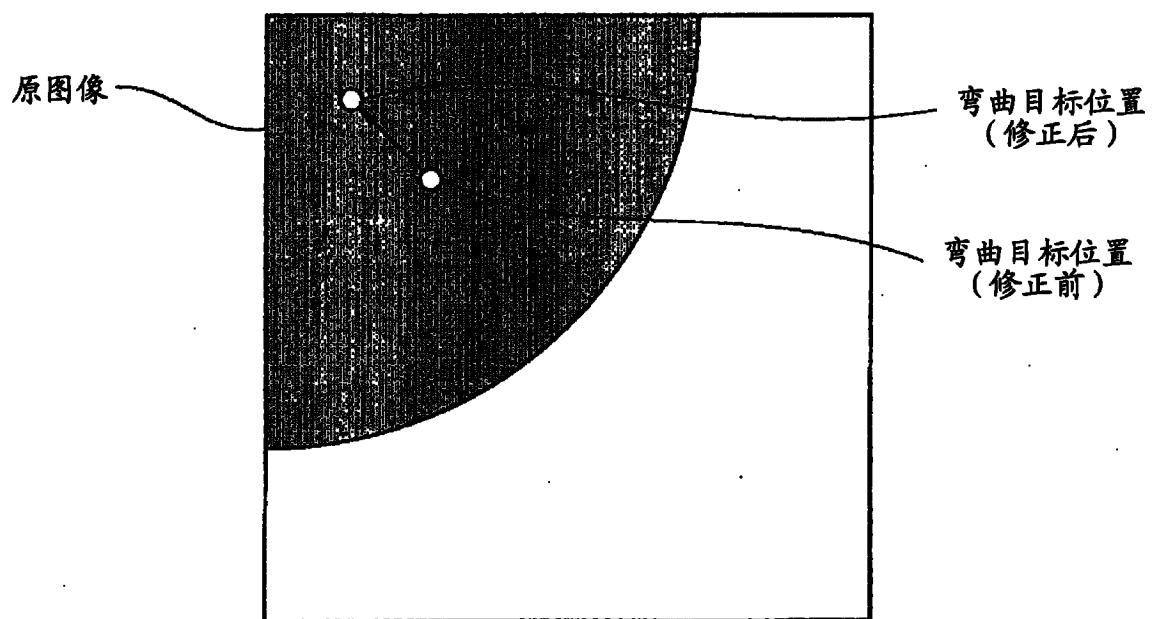


图 6

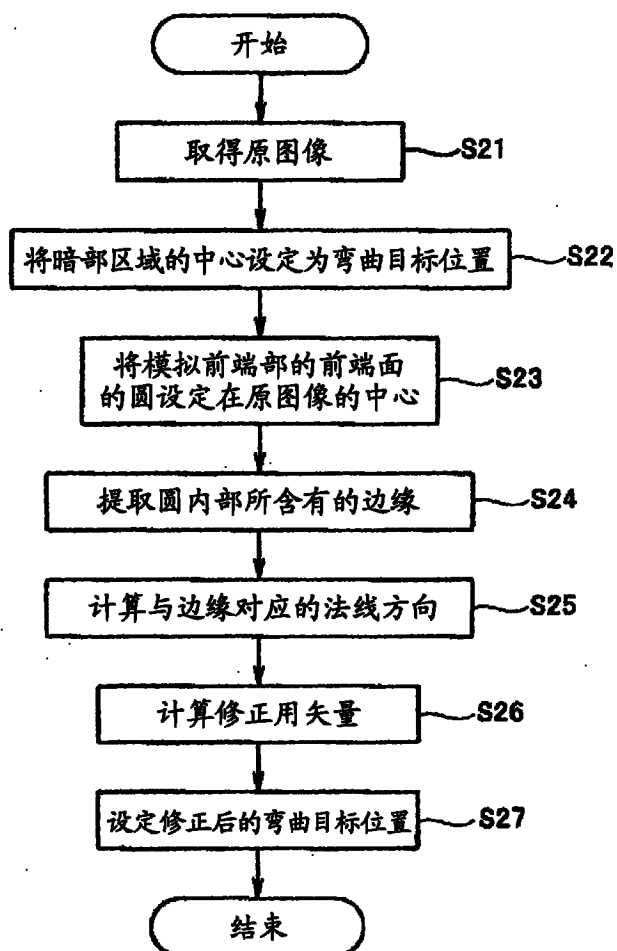


图 7

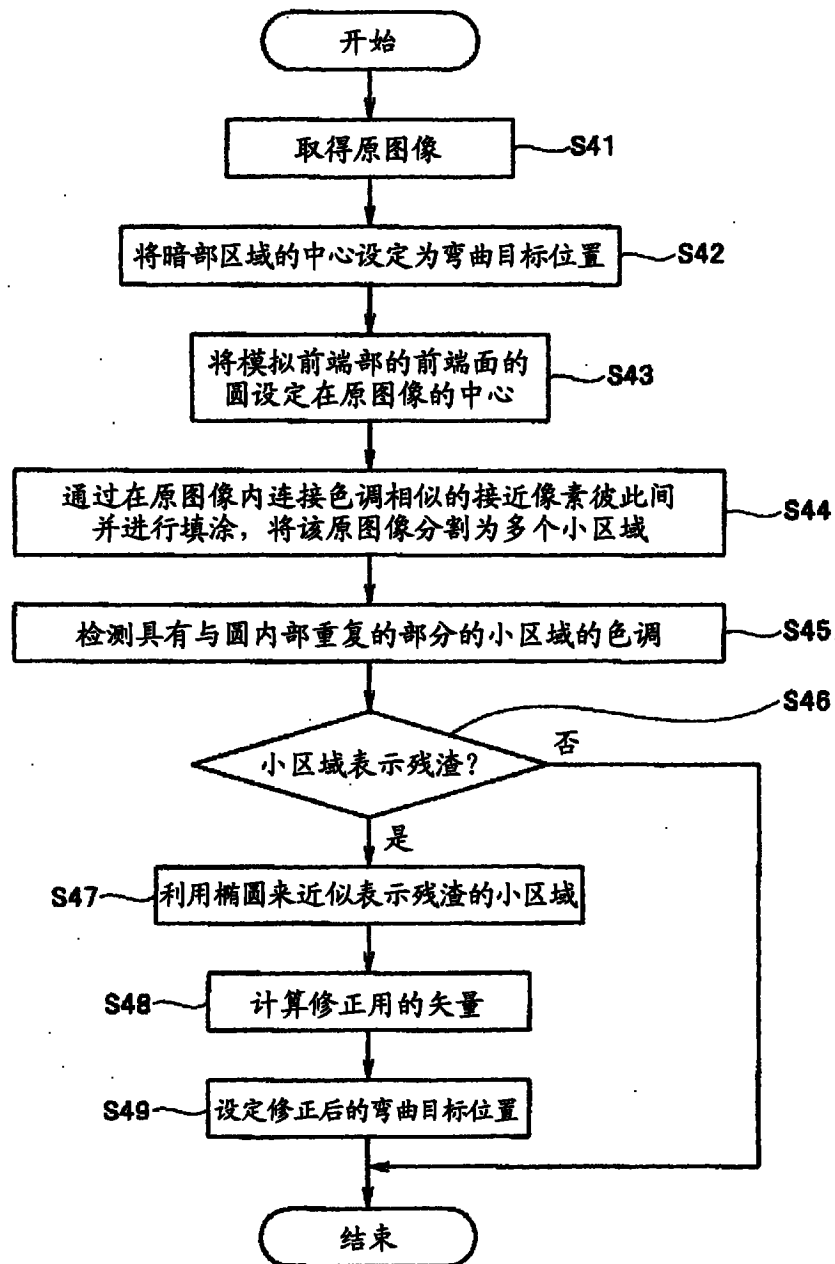


图 8

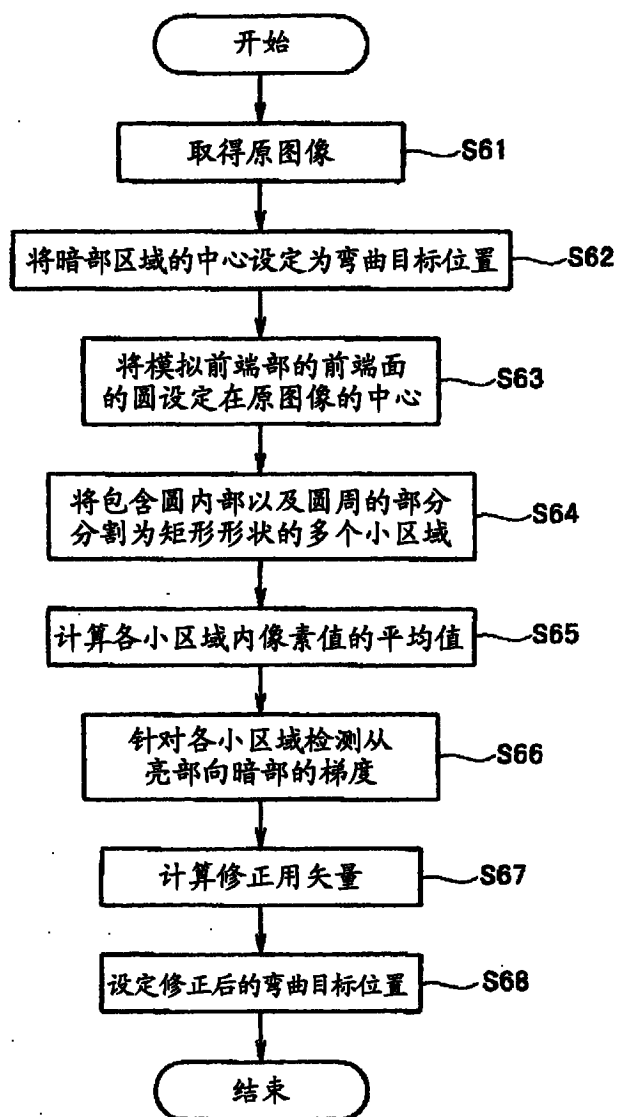


图 9

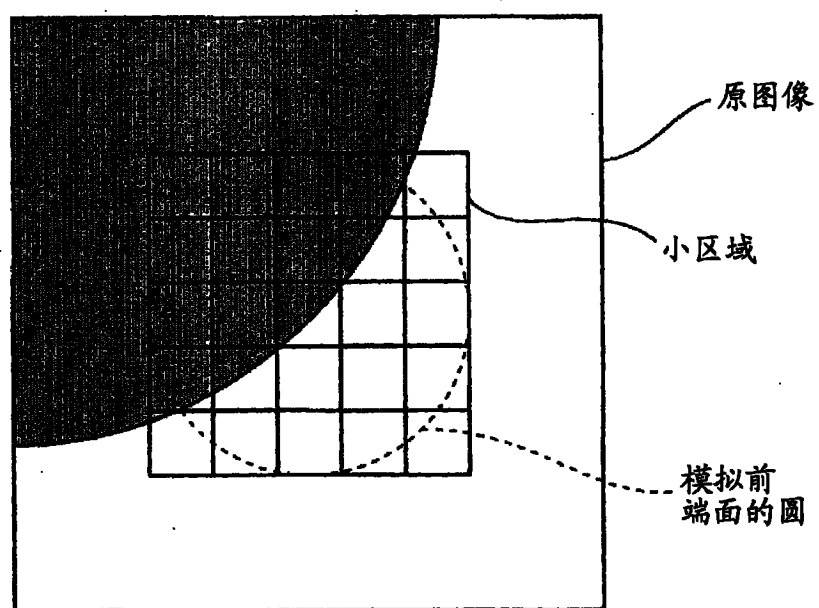


图 10

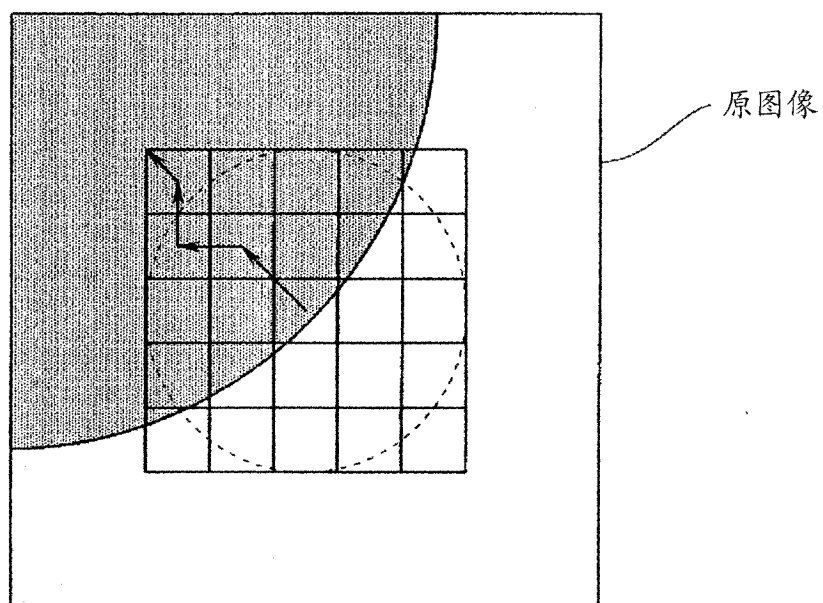


图 11

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102123650A	公开(公告)日	2011-07-13
申请号	CN200980131439.5	申请日	2009-10-08
[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	田中秀树		
发明人	田中秀树		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/01 A61B1/31 A61B1/00147 A61B1/04 A61B1/00009 A61B5/68 A61B1/00006 A61B5/062 A61B1/00039 G02B23/2476 A61B1/0051		
代理人(译)	李辉		
优先权	2009018485 2009-01-29 JP		
其他公开文献	CN102123650B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的内窥镜系统具有：内窥镜，其具有对体腔内的被摄体进行摄像的摄像部；位置设定部，其根据从被摄体的图像获得的一个信息，在图像内设定一个位置；以及位置修正部，其根据从图像获得的其它信息来修正在位置设定部中设定的一个位置，由此设定与一个位置不同的其它位置。

