



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102123651 B

(45) 授权公告日 2014. 02. 26

(21) 申请号 200980131440. 8

(56) 对比文件

(22) 申请日 2009. 10. 08

US 5347987 A, 1994. 09. 20, 说明书第3栏第26-55行、第4栏第6-16行、第4栏第64行至第6栏第59行, 附图1-4.

(30) 优先权数据

2009-007024 2009. 01. 15 JP

US 5469840 A, 1995. 11. 28, 全文.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

EP 2008571 A1, 2008. 12. 31, 全文.

2011. 02. 12

JP 特开 2005-157902 A, 2005. 06. 16, 全文.

(86) PCT国际申请的申请数据

审查员 何琛

PCT/JP2009/067555 2009. 10. 08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/082383 JA 2010. 07. 22

(73) 专利权人 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 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/04 (2006. 01)

G02B 23/24 (2006. 01)

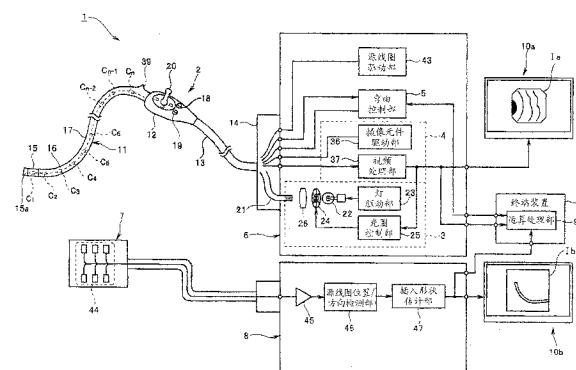
权利要求书2页 说明书12页 附图10页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

本发明的内窥镜系统具有：摄像部，其对被摄体进行摄像；位置检测部，其在摄像部所得到的被摄体的图像中检测表示规定对象的位置；以及概率计算部，其采用从该图像中得到的第1信息和与第1信息不同的第2信息，计算作为正确程度的概率值，该正确程度表示关于该位置是规定对象的正确性的程度。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:

摄像部,其对被摄体进行摄像;

位置检测部,其在所述摄像部所得到的所述被摄体的图像中检测表示规定对象的位置;以及

概率计算部,其采用从所述摄像部拍摄到的所述图像得到的所述图像中的暗部区域的提取结果和至少具有所述摄像部的移动速度的计算结果的信息,计算作为正确程度的概率值,该正确程度表示关于所述位置是所述规定对象的正确性的程度。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述位置检测部根据在所述概率计算部中计算出的所述概率值进行所述位置的修正,由此检测表示所述规定对象的新位置。

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以及设置在该插入部的前端部的摄像部;

位置设定部,其在所述摄像部所得到的被摄体的图像中设定表示使所述前端部通过的目标位置的位置;以及

概率计算部,其采用所述摄像部的移动速度的计算结果以及插入了所述内窥镜的被检体的体位检测结果中的至少一个信息、以及从所述摄像部拍摄到的所述图像得到的所述图像中的暗部区域的提取结果,计算作为正确程度的概率值,该正确程度表示关于所述位置是所述目标位置的正确性的程度。

4. 根据权利要求 3 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述位置设定部根据在所述概率计算部中计算出的所述概率值进行所述目标位置的修正,由此设定新目标位置。

5. 根据权利要求 3 所述的内窥镜系统,其特征在于,

该内窥镜系统还具有驱动控制部,该驱动控制部根据在所述概率计算部中计算出的概率值进行所述内窥镜的驱动控制。

6. 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:

摄像部,其在被检体内部移动,取得该被检体内部的被摄体像;

提取部,其提取与所述被摄体像对应的图像中的暗部区域;

信息取得部,其取得具有所述摄像部的移动速度的计算结果的至少一个信息;以及

概率计算部,其采用所述提取部提取的暗部区域的提取结果以及所述信息取得部取得的所述至少一个信息来计算表示作为所述摄像部的通过目标位置的正确性的概率值。

7. 根据权利要求 6 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述概率计算部生成针对所述图像的每个像素赋予了所述概率值的概率映射图,并且将该概率映射图中的概率值最高的像素位置设定为所述通过目标位置。

8. 根据权利要求 7 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述概率计算部将所述概率映射图中的概率值的重心设定为所述通过目标位置。

9. 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:

内窥镜,其具有插入被检体体腔内的插入部和设置在该插入部的前端部并取得该体腔内的被摄体像的摄像部;

提取部,其提取与所述被摄体像对应的图像中的暗部区域;

信息取得部,其取得所述摄像部的移动速度的计算结果以及插入了所述内窥镜的被检体的体位检测结果中的至少一个信息;以及

概率计算部,其采用所述提取部提取的暗部区域的提取结果以及所述信息取得部取得的所述至少一个信息来计算表示作为所述摄像部的通过目标位置的正确性的概率值。

10. 根据权利要求 9 所述的内窥镜系统,其特征在于,

该内窥镜系统还具有驱动控制部,该驱动控制部根据所述概率值的大小,进行所述内窥镜的驱动控制。

## 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得到的观察图像内的暗部区域，适当设定插入该内窥镜时的目标位置（移动方向以及移动量），使该暗部区域的中心位置成为观察图像的中心位置。

[0004] 一般情况下，手术者等在自己进行内窥镜的插入操作时，除了可从该内窥镜所得到的观察图像中直接读取的各种信息之外，还综合考虑不能从该观察图像中直接读取的其它各种要素，其结果是，可适当决定该内窥镜的前端部朝向的目标位置。具体地说，手术者等例如通过观察内窥镜所得到的观察图像并确认该内窥镜前端部的周边状况，此外，还综合考虑该内窥镜的弯曲速度以及被检者的体位等各个要素，由此来适当决定应该使该前端部接着朝向哪里。

[0005] 与此相对，日本特开平 7-155289 号公报所公开的技术不过是在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得到的观察图像内的暗部区域提取结果的运算，即，可以说进行基本上忽略了该暗部区域提取结果以外的各种要素的运算。

[0006] 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：由于内窥镜的前端部所朝向的目标位置的设定结果的正确性低，导致无法顺畅地插入该内窥镜。

### 发明内容

[0007] 本发明是鉴于上述情况而作出的，其目的是提供与以往相比能够顺畅地插入内窥镜的内窥镜系统。

[0008] 本发明中的内窥镜系统的特征是具有：摄像部，其对被摄体进行摄像；位置检测部，其在所述摄像部所得到的所述被摄体的图像中检测表示规定对象的位置；以及概率计算部，其采用从所述图像得到的第 1 信息和与所述第 1 信息不同的第 2 信息，计算作为正确程度的概率值，该正确程度表示关于所述位置是所述规定对象的正确性的程度。

[0009] 本发明中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以及设置在该插入部的前端部的摄像部；位置设定部，其在所述摄像部所得到的被摄体的图像中设定使所述前端部通过的目标位置；以及概率计算部，其采用从所述图像得到的第 1 信息和与所述第 1 信息不同的第 2 信息，计算作为正确程度的概率值，该正确程度表示关于所述位置是所述规定对象的正确性的程度。

[0010] 本发明中的内窥镜系统的特征是具有：摄像部，其对被摄体进行摄像；位置检测部，其在所述摄像部所得到的所述被摄体的图像中检测表示规定对象的位置；像素特征量计算部，其从所述图像中取得多个像素特征量；以及概率计算部，其根据所述多个像素特征量，计算作为正确程度的概率值，该正确程度表示关于所述位置是所述规定对象的正确性的程度。

[0011] 本发明中的内窥镜系统的特征是具有：摄像部，其对被摄体进行摄像；位置检测部，其在所述摄像部所得到的所述被摄体的图像中检测表示规定对象的位置；以及概率计算部，其针对所述图像的每个像素，计算作为正确程度的概率值，该正确程度表示关于所述位置是所述规定对象的正确性的程度。

[0012] 本发明中的内窥镜系统的特征是具有：摄像部，其在被检体内部移动，取得该被检体内部的被摄体像；提取部，其提取与所述被摄体像对应的图像中的暗部区域；信息取得部，其取得与所述提取部提取的暗部区域的提取结果不同的规定信息；以及概率计算部，其采用所述提取部提取的暗部区域的提取结果以及所述规定信息来计算表示作为所述摄像部的通过目标位置的正确性的概率值。

[0013] 本发明中的内窥镜系统的特征是具有：内窥镜，其具有插入被检体体腔内的插入部和设置在该插入部的前端部并取得该体腔内的被摄体像的摄像部；提取部，其提取与所述被摄体像对应的图像中的暗部区域；信息取得部，其取得与所述提取部的暗部区域提取的提取结果不同的规定信息；以及概率计算部，其采用所述提取部提取的暗部区域的提取结果以及所述规定信息来计算表示作为所述摄像部的通过目标位置的正确性的概率值。

[0014] 本发明中的内窥镜系统的特征是具有：摄像部，其在被检体内部移动，取得该被检体内部的被摄体像；位置设定部，其将所述摄像部的通过目标位置设定为与所述被摄体像对应的图像的暗部区域内的一个像素位置；状态变量计算部，其计算表示所述暗部区域的真伪程度的状态变量；以及概率计算部，其根据所述状态变量，计算表示所述通过目标位置的正确性的概率值。

[0015] 本发明中的内窥镜系统的特征是具有：内窥镜，其具有插入被检体体腔内的插入部和设置在该插入部的前端部并取得该体腔内的被摄体像的摄像部；位置设定部，其将所述前端部的通过目标位置设定为与所述被摄体像对应的图像的暗部区域内的一个像素位置；状态变量计算部，其计算表示所述暗部区域的真伪程度的状态变量；以及概率计算部，其根据所述状态变量，计算表示所述通过目标位置的正确性的概率值。

## 附图说明

[0016] 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。

[0017] 图 2 是示出在生成第 1 概率映射图时进行的处理一例的图。

[0018] 图 3 是示出近似表示暗部区域的椭圆的一例的图。

[0019] 图 4 是示出在生成第 2 概率映射图时进行的处理一例的图。

[0020] 图 5 是示出在生成第 3 概率映射图时进行的处理一例的图。

[0021] 图 6 是示出移动速度 v、旋转速度 θ 以及弯曲速度矢量的相关关系的图。

[0022] 图 7 是示出在生成第 4 概率映射图时进行的处理一例的图。

[0023] 图 8 是示出在采用概率映射图设定弯曲目标位置时进行的处理的一例的图。

[0024] 图 9 是示出在计算存在于原图像中的暗部区域的可靠度时进行的处理的一例的图。

[0025] 图 10 是示出图 9 的处理所采用的原图像的一例的图。

[0026] 图 11 是示出采用图 10 的原图像生成的暗部区域掩模图像的一例的图。

[0027] 图 12 是示出通过对图 11 的暗部区域掩模图像应用形态处理而得到的膨胀图像的一例的图。

[0028] 图 13 是示出通过对图 11 的暗部区域掩模图像应用形态处理而得到的收缩图像的一例的图。

[0029] 图 14 是示出采用图 12 的膨胀图像以及图 13 的收缩图像而生成的边界掩模图像的一例的图。

[0030] 图 15 是示出采用图 10 的原图像而生成的边缘图像的一例的图。

[0031] 图 16 是示出在取得第 1 状态变量 F1 时采用的第 1 隶属函数的一例的图。

[0032] 图 17 是示出在取得第 2 状态变量 F2 时采用的第 2 隶属函数的一例的图。

[0033] 图 18 是示出通过在输出模糊集合中应用第 1 状态变量 F1 以及第 2 状态变量 F2 来计算第 3 状态变量 G1 的状况的示意图。

[0034] 图 19 是示出与图 18 不同的输出模糊集合的例子的图。

## 具体实施方式

[0035] 以下，参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0036] 图 1～图 19 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 是示出在生成第 1 概率映射图时进行的处理的一例的图。图 3 是示出近似表示暗部区域的椭圆的一例的图。图 4 是在生成第 2 概率映射图时进行的处理的一例的图。图 5 是示出在生成第 3 概率映射图时进行的处理一例的图。图 6 是示出移动速度 v、旋转速度 θ 以及弯曲速度矢量的相关关系的图。图 7 是示出在生成第 4 概率映射图时进行的处理的一例的图。图 8 是在采用概率映射图设定弯曲目标位置时进行的处理的一例的图。

[0037] 图 9 是示出在计算存在于原图像中的暗部区域的可靠度时进行的处理的一例的图。图 10 是示出在图 9 的处理中采用的原图像的一例的图。图 11 示出采用图 10 的原图像而生成的暗部区域掩模图像的一例的图。图 12 是通过对图 11 的暗部区域掩模图像应用形态处理而得到的膨胀图像的一例的图。图 13 是通过对图 11 的暗部区域掩模图像应用形态处理而得到的收缩图像的一例的图。图 14 示出采用图 12 的膨胀图像以及图 13 的收缩图像而生成的边界掩模图像的一例的图。图 15 是示出采用图 10 的原图像而生成的边缘图像的一例的图。图 16 是示出在取得第 1 状态变量 F1 时采用的第 1 隶属函数的一例的图。图 17 是示出在取得第 2 状态变量 F2 时采用的第 2 隶属函数的一例的图。图 18 是通过在输出模糊集合中应用第 1 状态变量 F1 以及第 2 状态变量 F2 来计算第 3 状态变量 G1 的状况的示意图。图 19 是示出与图 18 不同的输出模糊集合的例子的图。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 插入部 11 根据手术者等的插入操作而在被检体的体腔内移动。另外,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、…Cn,这 n 个源线圈 C1、C2、…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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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)被配置在设置于前端部 15 的未图示的照明光学系统附近。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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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,具有作为驱动控制部的功能的弯曲控制部 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。

[0050] 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、…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。

[0051] 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、…Cn 发出的磁场,并作为磁场检测信号输出。

[0052] 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、…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。

[0053] 终端装置 9 具有运算处理部 91,运算处理部 91 根据从视频处理部 37 输出的视频信号和从插入形状估计部 47 输出的插入形状图像信号等,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,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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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,并且在插入部 11 中设置的各源线圈中开始产生磁场。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 具有作为提取部的功能的运算处理部 91 计算与所输入的视频信号对应的图像(内窥镜图像)的暗部区域以及该暗部区域的重心(图 2 的步骤 S1)。

[0061] 在图 2 的步骤 S1 中计算出的暗部区域的重心与该暗部区域的像素值的矩中心一致,即,通过采用作为数字图像的矩计算方法的下式(1),计算( $\mu_{10}/\mu_{00}$ 、 $\mu_{01}/\mu_{00}$ )的

像素位置。

$$[0062] \quad \mu_{mn} = \sum_x \sum_y x^m y^n f(x, y) \quad (1)$$

[0063] 然后,运算处理部 91 根据暗部区域的像素值的 2 次矩  $\mu_{20}$ 、 $\mu_{11}$  以及  $\mu_{02}$  和该暗部区域的像素值的 0 次矩  $\mu_{00}$ ,计算以图 2 的步骤 S1 中计算出的该暗部区域的重心 ( $\mu_{10}/\mu_{00}$ 、 $\mu_{01}/\mu_{00}$ ) 为圆心的椭圆 (图 2 的步骤 S2)。

[0064] 具体地说,运算处理部 91 根据暗部区域的像素值的 2 次矩  $\mu_{20}$ 、 $\mu_{11}$  以及  $\mu_{02}$  和该暗部区域的像素值的 0 次矩  $\mu_{00}$ ,例如,针对如图 3 所示形状的暗部区域的计算结果,计算近似表示该暗部区域,且中心坐标为 ( $\mu_{10}/\mu_{00}$ 、 $\mu_{01}/\mu_{00}$ )、长轴长度为  $a$ 、短轴长度为  $b$ ,且长轴相对于图像水平方向的倾角为  $\phi$  的椭圆。此外,采用下式 (2) ~ (4) 来分别示出长轴长度  $a$ 、短轴长度  $b$  以及长轴相对于图像水平方向的倾角  $\phi$ 。

$$[0065] \quad a^2 = \frac{2\{\mu_{20} + \mu_{02} + \sqrt{4\mu_{11}^2 + (\mu_{20} - \mu_{02})^2}\}}{\mu_{00}} \quad \dots \quad (2)$$

$$[0066] \quad b^2 = \frac{2\{\mu_{20} + \mu_{02} - \sqrt{4\mu_{11}^2 + (\mu_{20} - \mu_{02})^2}\}}{\mu_{00}} \quad \dots \quad (3)$$

$$[0067] \quad \phi = \frac{1}{2} \tan^{-1} \frac{2\mu_{11}}{\mu_{20} - \mu_{02}} \quad \dots \quad (4)$$

[0068] 然后,运算处理部 91 将图 2 的步骤 S2 中计算出的椭圆内的 2 维正态分布投影成概率映射图 (图 2 的步骤 S3)。

[0069] 即,运算处理部 91 通过进行图 2 的步骤 S1 ~ 步骤 S3 的处理,生成与内窥镜 2 所得到的内窥镜图像的像素值对应的第 1 概率映射图。

[0070] 此外,在本实施方式中生成的各概率映射图针对内窥镜图像的 1 个像素赋予 1 个概率值。

[0071] 另外,所述第 1 概率映射图不限于通过图 2 的步骤 S1 ~ 步骤 S3 的处理生成,例如,可通过对内窥镜图像的各像素值应用明部区域的概率值相对低且暗部区域的概率值相对高这样的规定函数来生成。具体地说,例如,在将与原图像的像素值  $C(x, y)$  对应的概率值设为  $P(x, y)$  时,可采用下式 (5) 来生成所述第 1 概率映射图。

$$[0072] \quad P(x, y) = (255 - C(x, y)) / 255 \quad \dots \quad (5)$$

[0073] 此外,上式 (5) 中的像素值  $C(x, y)$  取 0 以上 255 以下的值。

[0074] 另一方面,具有作为信息取得部的功能的运算处理部 91 根据至少包含与患者背腹方向相关的信息的规定输入信号,检测该患者当前是什么体位 (图 4 的步骤 S11)。

[0075] 此外,所述规定输入信号可以是根据安装在患者上的未图示的线圈的位置以及方向的检测结果而输出的信号,或者可以是根据在镜体开关 18 等上设置的体位选择开关中的指示内容而输出的信号。

[0076] 然后,运算处理部 91 根据图 4 的步骤 S11 中的检测结果和插入形状图像信号,确定与所输入的视频信号对应的图像 (内窥镜图像) 中的背腹方向 (背侧以及腹侧) (图 4 的步骤 S12)。

[0077] 但是,在考虑一般的内窥镜插入操作的情况下,可假定使该内窥镜的前端部朝向该患者的腹侧或脊背侧弯曲的情况比较少。并且,运算处理部 91 根据按照这样的假定而构

建的第 1 算法和图 4 的步骤 S12 中的确定结果,生成将内窥镜图像的与背侧以及腹侧相当的区域的概率设定为相对低的概率映射图(图 4 的步骤 S13)。

[0078] 即,运算处理部 91 通过进行图 4 的步骤 S11 ~ 步骤 S13 的处理,生成与插入了内窥镜 2 的患者当前的体位对应的第 2 概率映射图。

[0079] 另一方面,具有作为信息取得部的功能的运算处理部 91 例如通过读入弯曲控制部 5 的控制内容,计算与前端部 15(摄像部 15a) 的移动速度相当的弯曲速度矢量(图 5 的步骤 S21)。

[0080] 具体地说,运算处理部 91 根据弯曲控制部 5 的控制内容,计算在内窥镜图像的图像平面上将该内窥镜图像的中心设为起始点、将表示前端部 15 在 1 帧间移动的移动量的移动速度设为  $v$ 、还将在该内窥镜图像的图像平面上表示前端部 15 在 1 帧间旋转的旋转量的旋转速度设为  $\theta$  的弯曲速度矢量。此外,所述移动速度  $v$ 、旋转速度  $\theta$  以及弯曲速度矢量在当前帧的内窥镜图像中如图 6 所示。

[0081] 然后,运算处理部 91 根据在图 5 的步骤 S21 中得到的弯曲速度矢量的计算结果,将前端部 15 接下来朝向的方向估计为从该弯曲速度矢量的起始点(内窥镜图像的中心)向着终点的方向(图 5 的步骤 S22)。

[0082] 但是,在考虑一般内窥镜的弯曲操作的情况下,可假定在持续弯曲部实际弯曲驱动的方向以及速度时的图像位置即所述弯曲速度矢量的终点处存在弯曲目标位置的可能性高。

[0083] 并且,运算处理部 91 根据按照这样的假定而构建的第 2 算法和图 5 的步骤 S22 中的估计结果,将以当前帧的内窥镜图像中的弯曲速度矢量的终点( $v$ 、 $\theta$ )为中心的椭圆状的 2 维正态分布投影成概率映射图(图 5 的步骤 S23)。

[0084] 即,运算处理部 91 通过进行图 5 的步骤 S21 ~ 步骤 S23 的处理,生成与插入患者体腔内的内窥镜 2 的弯曲速度相应的第 3 概率映射图。

[0085] 另一方面,运算处理部 91 通过进行与图 4 的步骤 S11 所述处理相同的处理,检测患者当前体位怎样(图 7 的步骤 S31)。

[0086] 然后,运算处理部 91 根据图 7 的步骤 S31 中的检测结果和插入形状图像信号,估计前端部 15 所在的活体器官的外观形状以及前端部 15 在该活体器官中的当前位置以及方向(图 7 的步骤 S32)。

[0087] 并且,运算处理部 91 生成与图 7 的步骤 S32 中的估计结果对应的概率映射图(图 7 的步骤 S33)。具体地说,运算处理部 91 例如在得到前端部 15 的当前位置是下行结肠且前端部 15 的方向朝着患者头侧这样的估计结果时,生成将与前端部 15 的正面以及大致正面相当的区域的概率设定为相对高的概率映射图。

[0088] 即,运算处理部 91 通过进行图 7 的步骤 S31 ~ 步骤 S33 的处理,生成与前端部 15 的当前位置以及方向对应的第 4 概率映射图。

[0089] 另一方面,运算处理部 91 根据过去设定的一个弯曲目标位置(例如上次设定的弯曲目标位置)对以该一个弯曲目标位置为中心的 2 维正态分布进行投影,由此生成第 5 概率映射图。

[0090] 并且,作为图 8 的步骤 S41 所示的处理,运算处理部 91 进行生成以上所述的第 1 概率映射图~第 5 概率映射图的处理。

[0091] 接着,运算处理部 91 进行用于合成在图 8 的步骤 S41 的处理中生成的各概率映射图的处理(图 8 的步骤 S42)。

[0092] 具体地说,运算处理部 91 在将第 1 概率映射图中的一个位置(像素位置)的概率值设为 P1、将第 2 概率映射图中的该一个位置的概率值设为 P2、将第 3 概率映射图中的该一个位置的概率值设为 P3、将第 4 概率映射图中的该一个位置的概率值设为 P4 以及将第 5 概率映射图中的该一个位置的概率值设为 P5 时,利用下式(6)来计算该一个位置处的合成值 Cx。

$$Cx = \mu_a \times P1 + \mu_b \times P2 + \mu_c \times P3 + \mu_d \times P4 + \mu_e \times P5 \dots \quad (6)$$

[0094] 此外,在上式(6)中,μa 表示对第 1 概率映射图的加权值,μb 表示对第 2 概率映射图的加权值,μc 表示对第 3 概率映射图的加权值,μd 表示对第 4 概率映射图的加权值,μe 表示对第 5 概率映射图的加权值。

[0095] 另外,所述合成值 Cx 不限于利用上式(6)所示的加权运算来计算,例如,可采用模糊逻辑运算或混合专家模型等其它运算方法来计算。

[0096] 然后,运算处理部 91 在针对 1 个画面内的全部位置(像素位置)进行采用上式(6)计算合成值 Cx 的处理之后,实施归一化处理,以使计算出的各合成值 Cx 成为 0 以上 1 以下的值。

[0097] 并且,通过进行如以上所述的处理作为图 8 的步骤 S42 的处理,生成合成了由第 1 概率映射图~第 5 概率映射图构成的 5 个概率映射图的 1 个新的概率映射图。

[0098] 即,实施所述归一化处理后的合成值 Cx 相当于表示作为弯曲目标位置(前端部 15 或摄像部 15a 的通过目标位置)的正确性的概率值。

[0099] 运算处理部 91 在利用图 8 的步骤 S42 的处理生成的合成后的概率映射图中,提取概率值最高的位置(像素位置)(图 8 的步骤 S43)之后,进行该位置(像素位置)是否存在多个的判定(图 8 的步骤 S44)。

[0100] 运算处理部 91 在利用图 8 的步骤 S43 的处理提取的位置存在多个的情况下,计算合成后的概率映射图中的概率值的重心(矩的中心)(图 8 的步骤 S45),将相当于该重心的位置(像素位置)设定为弯曲目标位置(图 8 的步骤 S46)。

[0101] 另外,运算处理部 91 在利用图 8 的步骤 S43 的处理提取出的位置仅存在一个时,将该位置(像素位置)设定为弯曲目标位置(图 8 的步骤 S46)。

[0102] 并且,运算处理部 91 将在图 8 的步骤 S46 的处理中设定的弯曲目标位置的信息向弯曲控制部 5 输出后,从图 8 的步骤 S41 起再次反复进行一连串处理。

[0103] 如以上所述,本实施方式的内窥镜系统 1 可通过在自动弯曲模式中进行与图 2~图 8 相关的一连串处理,正确地计算内窥镜的前端部朝向的目标位置。结果,本实施方式的内窥镜系统 1 能够比以往更顺畅地进行内窥镜插入。

[0104] 此外,根据图 2~图 8 所示的一连串处理,不限于全部采用第 1 概率映射图~第 5 概率映射图作成合成后的概率映射图,还可以例如仅采用第 1 概率映射图以及第 2 概率映射图作成合成后的概率映射图。

[0105] 另外,在图 2~图 8 所示的一连串处理中生成的第 5 概率映射图不仅限于根据过去设定的一个弯曲目标位置而生成,例如,还可以直接采用上次作成的合成后的概率映射图。

[0106] 另一方面,根据本实施方式的内窥镜系统 1,为了顺畅地进行内窥镜的插入,可在自动弯曲模式中进行与图 9 ~ 图 19 相关的一连串处理。

[0107] 首先,运算处理部 91 取得与所输入的视频信号对应的例如图 10 所示的原图像(图 9 的步骤 S51)。

[0108] 然后,运算处理部 91 提取在图 9 的步骤 S51 得到的原图像中存在的暗部区域(图 9 的步骤 S52)。具体地说,运算处理部 91 例如将图 9 的步骤 S51 中得到的原图像中的具有小于规定值的像素值的孤立区域作为暗部区域提取出来。并且,通过进行这样的处理,运算处理部 91 根据图 10 所示的原图像,生成一律将暗部区域的像素值设为 255 且一律将非暗部区域的像素值设为 0 的如图 11 所示的暗部区域掩模图像。

[0109] 运算处理部 91 在图 10 所示的原图像中,将图 11 所示的暗部区域掩模图像所掩蔽的区域内存在的各个像素视为暗部区域内的像素,并且计算该暗部区域内的全部像素的像素值的平均值(图 9 的步骤 S53)。

[0110] 然后,运算处理部 91 将利用图 9 的步骤 S53 的处理计算出的、存在于暗部区域内的全部像素的像素值的平均值应用于图 16 所示的第 1 隶属函数,由此取得用于模糊逻辑计算的第 1 状态变量 F1(图 9 的步骤 S54)。

[0111] 所述第 1 隶属函数是通过  $0 \leq F1 \leq 1$  的值来表示利用图 9 的步骤 S52 以及步骤 S53 的处理提取出的暗部区域的黑暗程度的函数,其设定为在该暗部区域较暗的情况下取接近  $F1 = 0$  的值且在该暗部区域较亮的情况下取接近  $F1 = 1$  的值。具体地说,本实施方式中的第 1 隶属函数如图 16 所示可设定为,在暗部区域内的全部像素的像素值平均值是 40 以下的情况下  $F1 = 0$ 、在 140 以上的情况下  $F1 = 1$ 、在超过 40 且小于 140 的情况下在  $0 < F1 < 1$  范围中线性增加。

[0112] 另外,运算处理部 91 对在图 9 的步骤 S52 中生成的暗部区域掩模图像应用形态处理(图 9 的步骤 S55)。并且,运算处理部 91 通过进行图 9 的步骤 S55 的处理,取得使图 9 的步骤 S52 中提取的暗部区域(像素值 = 255 的区域)膨胀后的膨胀图像和使该暗部区域收缩后的收缩图像。此外,通过进行图 9 的步骤 S55 的处理而得到的膨胀图像以及收缩图像例如如图 12 以及图 13 所示。

[0113] 运算处理部 91 采用图 9 的步骤 S55 的处理所得到的膨胀图像以及收缩图像来生成边界掩模图像(图 9 的步骤 S56)。具体地说,运算处理部 91 生成将膨胀图像的暗部区域(像素值 = 255 的区域)中与收缩图像的暗部区域(像素值 = 255 的区域)重复的区域的像素值设为 0 的例如图 14 所示的边界掩模图像。

[0114] 另一方面,运算处理部 91 通过提取在图 9 的步骤 S51 中得到的原图像内存在的边缘部(图 9 的步骤 S57),取得边缘图像。具体地说,运算处理部 91 通过对图 9 的步骤 S51 中得到的原图像应用拉普拉斯滤波,来取得从该原图像提取出边缘部的例如图 15 所示的边缘图像。

[0115] 然后,运算处理部 91 在图 9 的步骤 S57 中得到的边缘图像中,将图 9 的步骤 S56 中得到的边界掩模图像所掩蔽的区域内存在的各个像素视为存在于暗部区域边界部的像素,并且计算该边界部的全部像素的像素值的平均值(图 9 的步骤 S58)。

[0116] 然后,运算处理部 91 将通过图 9 的步骤 S58 的处理计算出的、存在于暗部区域边界部的全部像素的像素值的平均值应用于图 17 所示的第 2 隶属函数,由此取得用于模糊逻

辑计算的第 2 状态变量 F2(图 9 的步骤 S59)。

[0117] 所述第 2 隶属函数是利用  $0 \leq F2 \leq 1$  的值表示通过图 9 的步骤 S55 ~ 步骤 S58 的处理提取出的(暗部区域的)边界部的明亮程度的函数,其被设定为在该边界部模糊的情况下取接近  $F2 = 0$  的值且在该边界部清楚的情况下取接近  $F2 = 1$  的值。具体地说,本实施方式中的第 2 隶属函数如图 17 所示被设定为,在暗部区域边界部中的边缘图像的全部像素的像素值的平均值是 0 的情况下  $F2 = 0$ 、在 45 以上的情况下  $F2 = 1$ 、在超过 0 且小于 45 的情况下在  $0 < F2 < 1$  范围中线性增加。

[0118] 运算处理部 91 通过采用按照规定原则作成的输出模糊集合、在图 9 的步骤 S54 中得到的第 1 状态变量 F1 和在图 9 的步骤 S59 中得到的第 2 状态变量 F2,来计算作为表示暗部区域的真伪程度的值的第 3 状态变量 G1(图 9 的步骤 S60)。

[0119] 此外,在本实施方式中,所述规定原则例如在将第 1 状态变量 F1 的逻辑非表述为  $\neg F1$  的情况下,可定义为“IF ( $\neg F1$  and  $F2$ ) THEN 暗部区域”这样的基于模糊逻辑的逻辑式。

[0120] 另外,在所述规定原则中,在暗部区域内侧的像素值小(不大)且该暗部区域的边界部清楚的情况即是真暗部区域的情况下,可定义为  $G1 = 1$ 。

[0121] 此外,在所述规定原则中，在暗部区域内侧的像素值大且该暗部区域边界部模糊的情况即是伪暗部区域的情况下,可定义为  $G1 = -1$ 。

[0122] 采用如上定义的各个要素作成的输出模糊集合为在将第 1 状态变量 F1 以及第 2 状态变量 F2 的值作为纵轴且将第 3 状态变量 G1 的值作为横轴的坐标轴中配置的与第 1 状态变量 F1 以及第 2 状态变量 F2 分别对应的三角形,例如图 18 所示。

[0123] 与第 1 状态变量 F1 对应的三角形是表示伪暗部区域的集合,如图 18 所示,形成为顶点配置在  $F1 = 1$  且  $G1 = -1$  的坐标位置上,且底边配置于  $F1 = 0$  处的二等边三角形 T1。另外,与第 2 状态变量 F2 对应的三角形是表示真暗部区域的集合,如图 18 所示,形成为顶点配置在  $F2 = 1$  且  $G1 = 1$  的坐标位置上,且底边配置于  $F2 = 0$  处的二等边三角形 T2。

[0124] 这里,采用图 18 来说明在计算第 3 状态变量 G1 时进行的处理的概要。

[0125] 运算处理部 91 对图 18 例示的输出模糊集合应用在图 9 的步骤 S54 中得到的第 1 状态变量 F1 的值。当可视化地示出这样的处理时,相当于在图 18 的二等边三角形 T1 的内部填涂到与第 1 状态变量 F1 的值相当的高度(纵轴的值)。

[0126] 另外,运算处理部 91 对图 18 中例示的输出模糊集合应用在图 9 的步骤 S59 中得到的第 2 状态变量 F2 的值。当可视化地示出这样的处理时,相当于在图 18 的二等边三角形 T2 的内部填涂到与第 2 状态变量 F2 的值相当的高度(纵轴的值)。

[0127] 运算处理部 91 计算由图 18 的二等边三角形 T1 以及 T2 中的所有填涂部分构成的图形的重心,计算该重心的坐标位置的横轴值作为第 3 状态变量 G1。

[0128] 根据以上所述的处理,第 3 状态变量 G1 的输出特性可以说是取决于二等边三角形 T1 以及 T2 的底边长度。因此,例如通过对二等边三角形 T1 以及 T2 的底边长度设为大致 0 的图 19 的输出模糊集合应用第 1 状态变量 F1 以及第 2 状态变量 F2,由此得到与采用图 18 的输出模糊集合时不同的运算结果。

[0129] 此外,对图 19 的输出模糊集合应用第 1 状态变量 F1 以及第 2 状态变量 F2 时的第 3 状态变量 G1 可通过下式(7)来求出。

$$[0130] \quad G1 = \frac{\sum_{i=1}^2 F_i x_i}{\sum_{i=1}^2 F_i} \quad (7)$$

[0131] 其中,在上式(7)中,设  $x_1 = -1$  且  $x_2 = 1$ 。

[0132] 然后,运算处理部91采用下式(8)对图9的步骤S60中计算出的第3状态变量G1进行归一化,由此计算可靠度R,该可靠度R是概率性地表示存在于原图像内的暗部区域作为前端部15所朝的方向是否正确的值(图9的步骤S61)。

[0133]  $R = (G1+1)/2 \dots \dots (8)$

[0134] 另一方面,运算处理部91对图9的步骤S51中取得的原图像实施与图2~图8相关的一连串处理或公知的处理,由此作为该原图像的暗部区域内的一个像素位置而计算弯曲部16的弯曲目标位置(前端部15的通过目标位置)。

[0135] 这里,在将从原图像的中心到弯曲目标位置的距离设为d、将用于使图像内的距离变换为实际距离的系数设为k时,例如通过采用下式(9)来求出表示弯曲部16(插入部11)每单位时间的弯曲量的弯曲步进量Sa。

[0136]  $Sa = F(d) = k \times d \dots \dots (9)$

[0137] 另一方面,运算处理部91通过对弯曲部16每单位时间的弯曲量进行采用下式(10)的线性变换,来计算与可靠度R对应的弯曲步进量Sb(图9的步骤S62)。

[0138]  $Sb = G(d, R) = (k \times d) \times R \dots \dots (10)$

[0139] 此外,运算处理部91不仅限于通过对弯曲部16每单位时间的弯曲量进行线性变换来计算弯曲步进量Sb。具体地说,只要运算处理部91进行弯曲步进量Sb的值随着可靠度R的值变大而变大、且弯曲步进量Sb的值随着可靠度R的值变小而变小这样的运算,则可以通过对弯曲部16每单位时间的弯曲量进行非线性变换来计算弯曲步进量Sb。

[0140] 然后,运算处理部91向弯曲控制部5输出计算出的弯曲步进量Sb。由此,弯曲部16根据按照原图像的取得定时而计算出的弯曲步进量Sb进行弯曲。

[0141] 如以上所述,本实施方式的内窥镜系统1在自动弯曲模式中进行与图9~图19相关的一连串处理,由此可根据存在于原图像中的暗部区域的真伪程度来设定弯曲部的每单位时间的弯曲量。

[0142] 因此,根据本实施方式的内窥镜系统1,在所取得的原图像中混入了噪声、得到不适合作为内窥镜前端部所朝的方向的目标位置的情况下,可通过减少每单位时间的弯曲量来抑制朝向该目标位置的弯曲动作。另外,根据本实施方式的内窥镜系统1,在得到适合作为内窥镜前端部所朝的方向的目标位置的情况下,可迅速进行朝向该目标位置的弯曲动作。

[0143] 此外,所述可靠度R的值不仅限于采用作为与图9~图19相关的一连串处理示出的模糊逻辑运算来计算,例如,可采用混合专家模型等其它运算方法来计算。

[0144] 另外,与图9~图19相关的一连串处理不仅限于在以下这样的情况中使用:在计算从原图像提取出的1个暗部区域的可靠度之后,作为与该可靠度相应的量,设定每单位时间的弯曲部16的弯曲量。具体地说,与图9~图19相关的处理例如可应用于如下这样的控制:在分别计算从原图像中提取出的2个以上的暗部区域中的可靠度之后,以使前端

部 15 朝向具有相对最高可靠度的一个暗部区域的方式使弯曲部 16 弯曲。

[0145] 但是,根据本实施方式,可通过将图 9 ~ 图 19 所示的一连串处理中计算出的可靠度 R 用于在图 2 ~ 图 8 所示的一连串处理中生成的第 1 概率映射图的修正,生成更正确的合成后概率映射图。具体地说,例如举出如下这样的方法:通过采用对上式(5)所示的概率值 P(x,y) 乘以可靠度 R 的下式(11)计算概率值 P<sub>c</sub>(x,y),修正第 1 概率映射图。

[0146]  $P_c(x,y) = P(x,y) \times R$

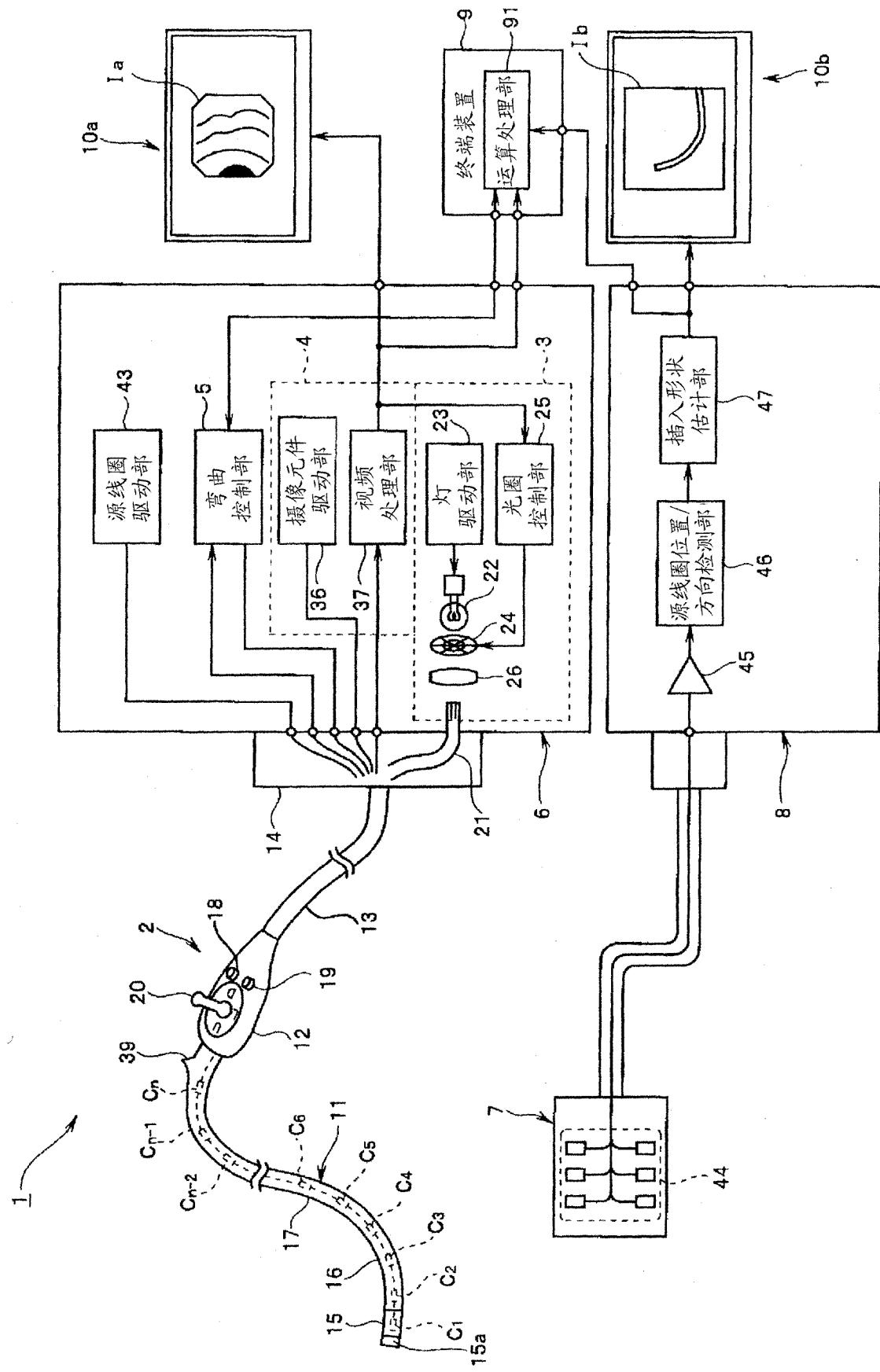
[0147]  $= \{(255-C(x,y))/255\} \times R \cdots \cdots (11)$

[0148] 并且,通过采用上式(11)修正第 1 概率映射图,将合成后的概率映射图中的该第 1 概率映射图的贡献度适当调整为与可靠度 R 对应,因此能够生成更正确的合成后概率映射图。

[0149] 另外,以上所述的各个处理不仅限于与具有可弯曲插入部的内窥镜的弯曲目标位置的设定一并使用,例如,还可与随着活体蠕动运动而移动的胶囊型内窥镜的移动目标的设定一并使用。

[0150] 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。

[0151] 本申请以 2009 年 1 月 15 日向日本国申请的日本特愿 2009-7024 号为优先权基础,所述公开内容已引用到本说明书、权利要求以及附图中。



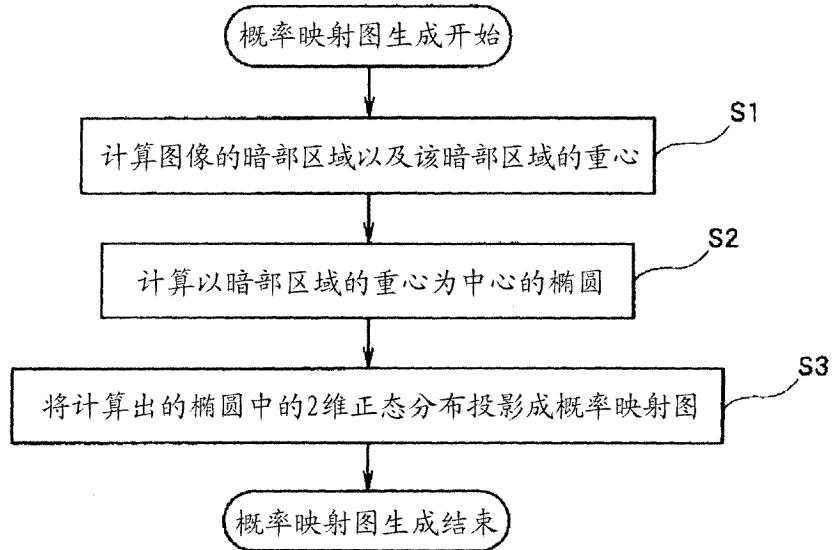


图 2

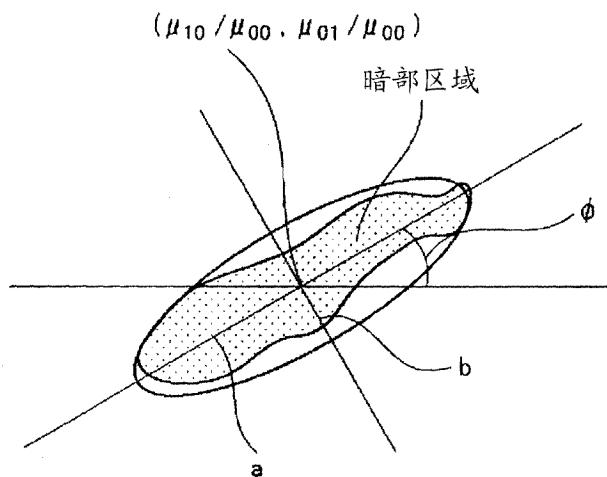


图 3

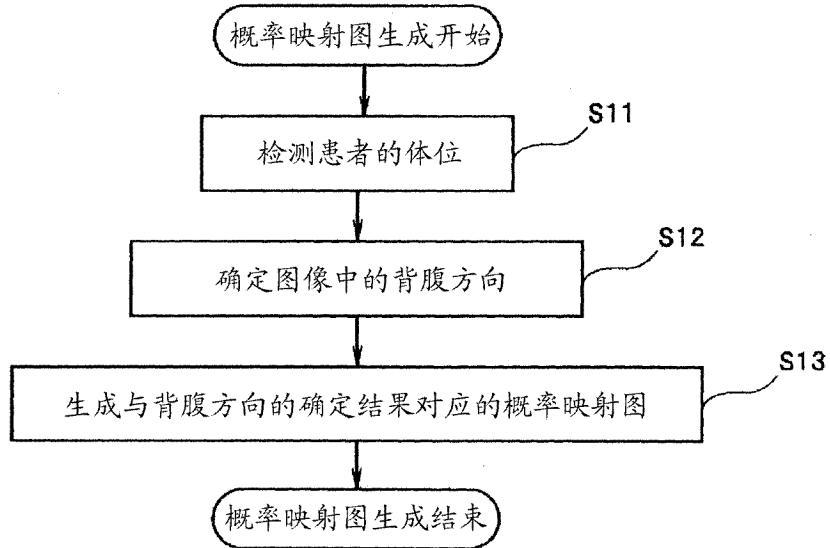


图 4

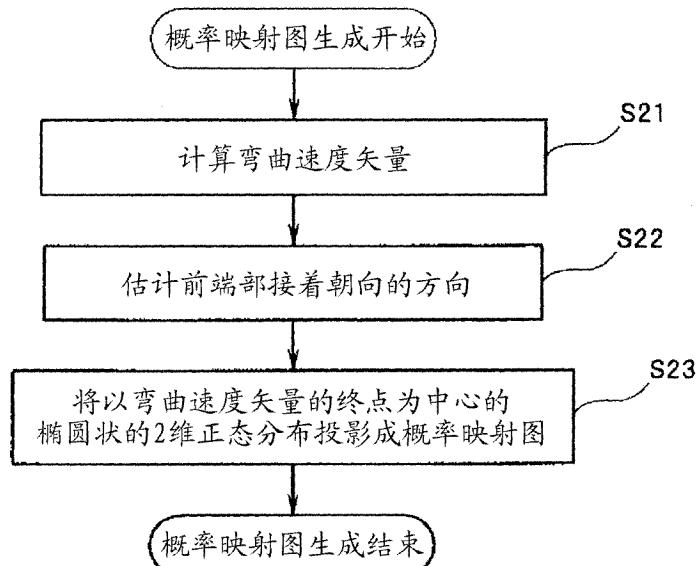


图 5

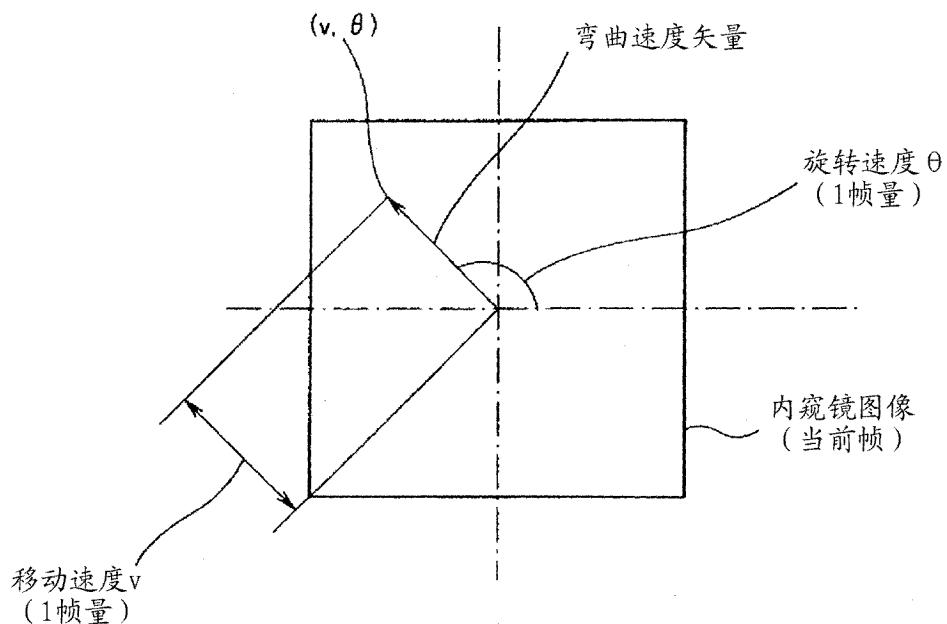


图 6

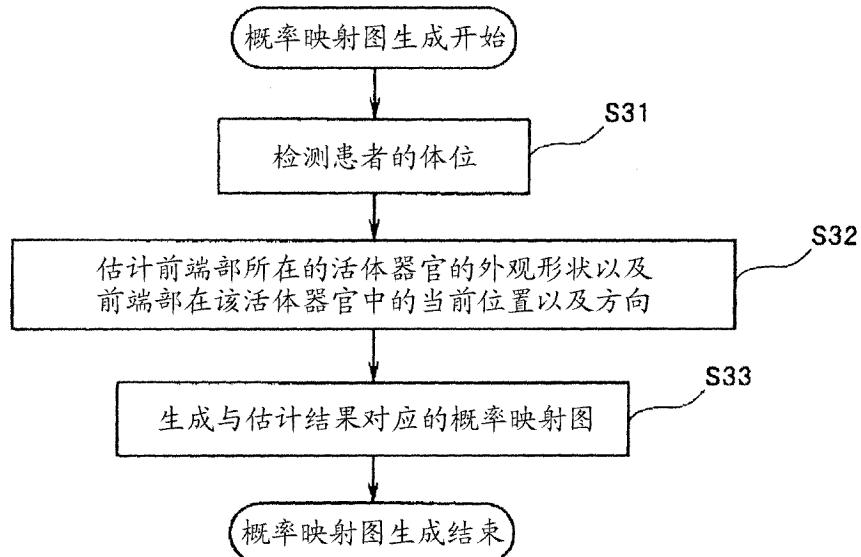


图 7

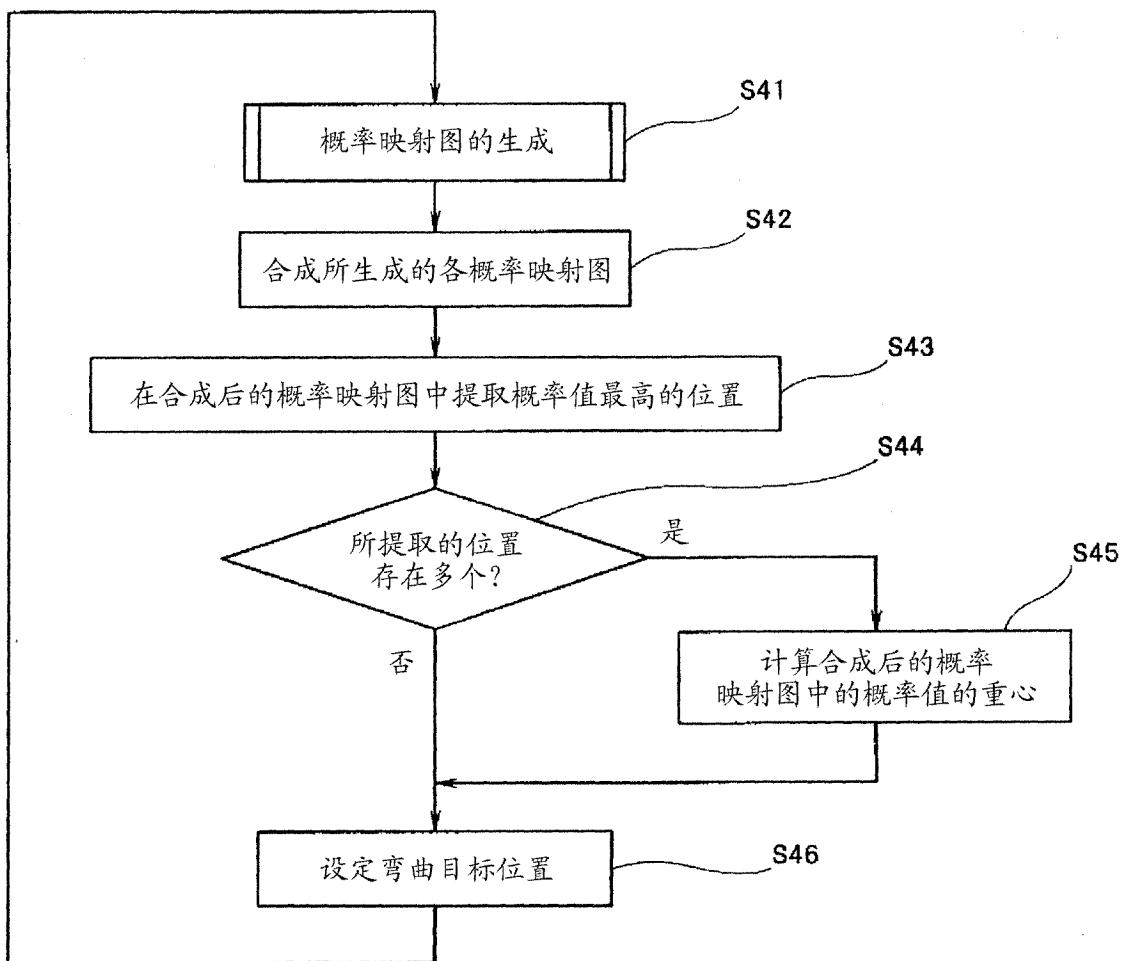


图 8

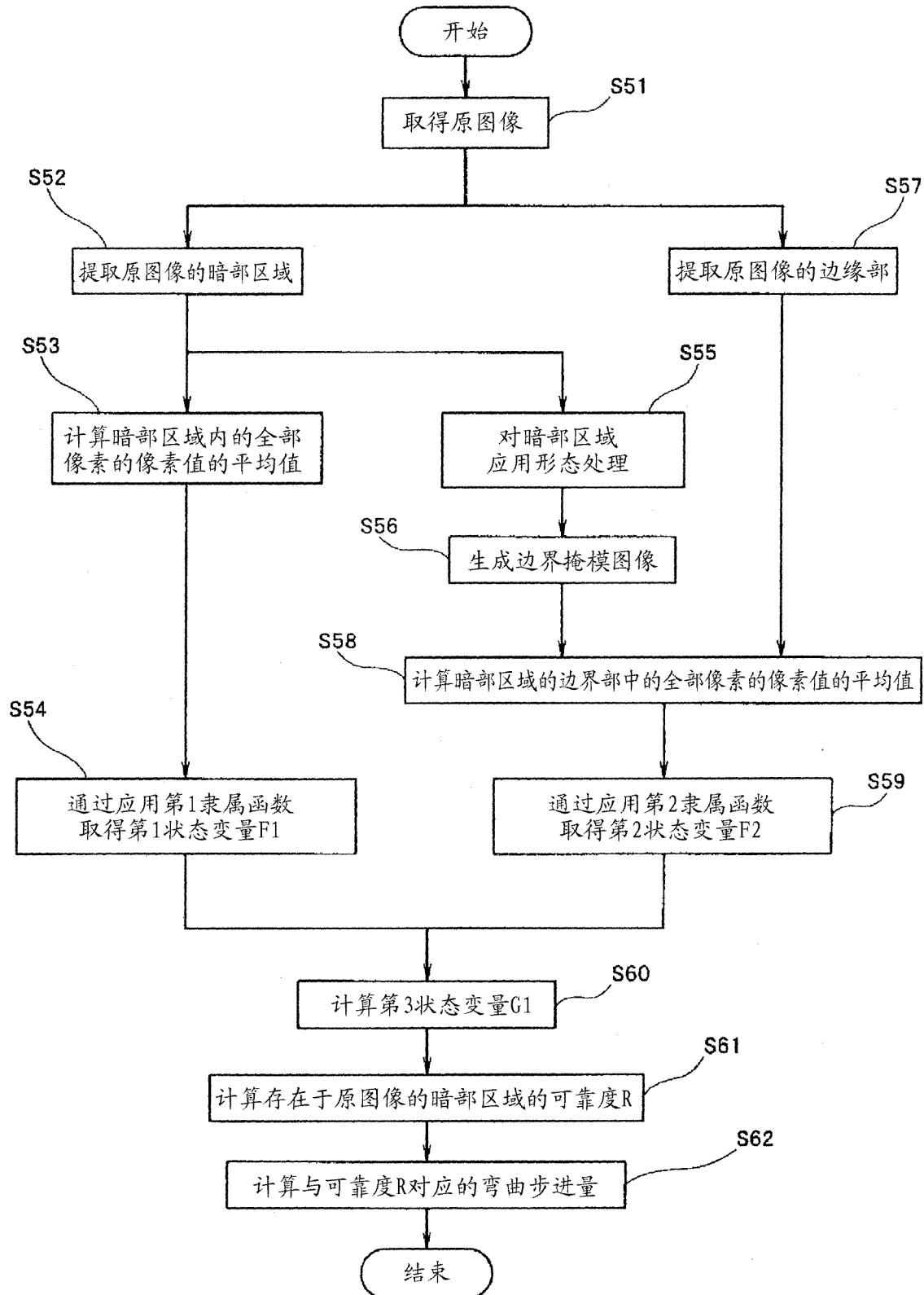


图 9

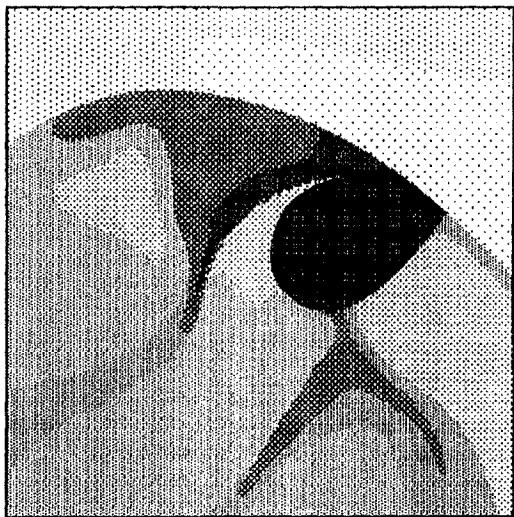


图 10

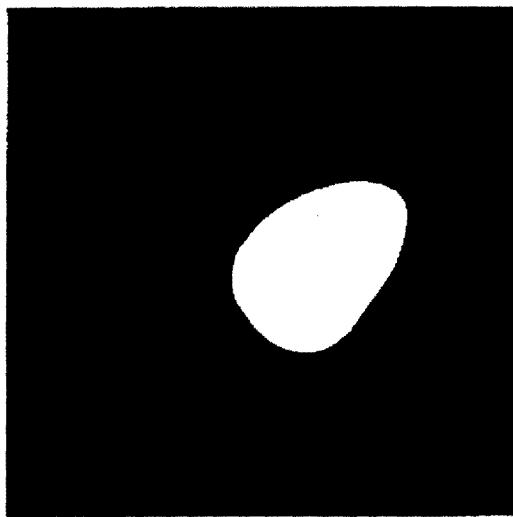


图 11

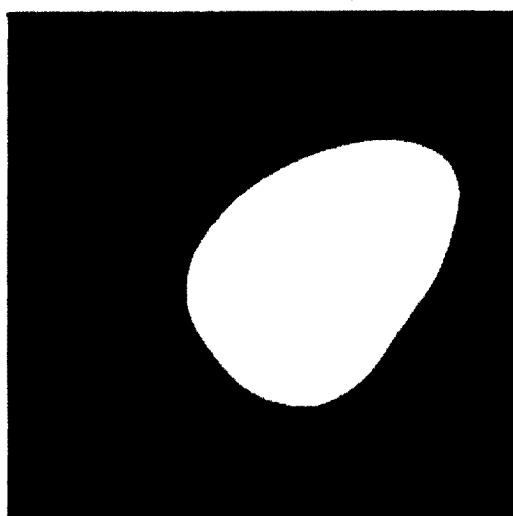


图 12

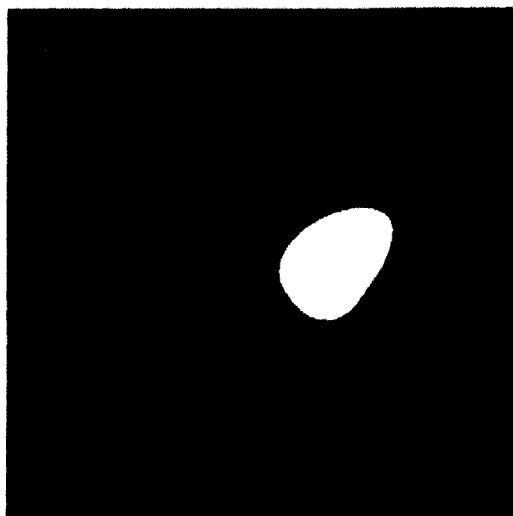


图 13

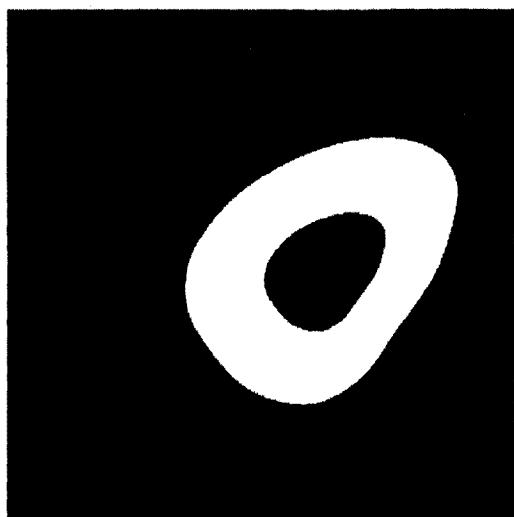


图 14

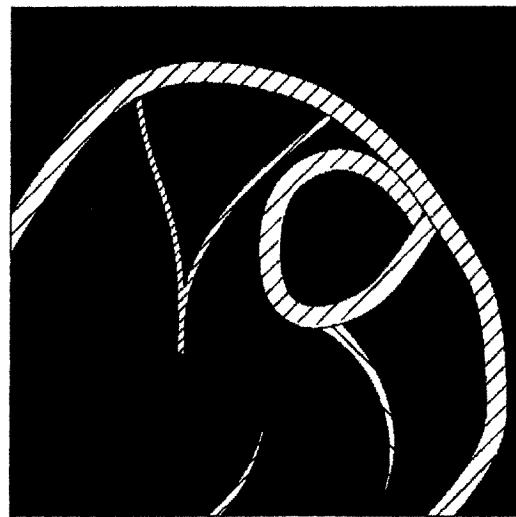


图 15

第1状态变量

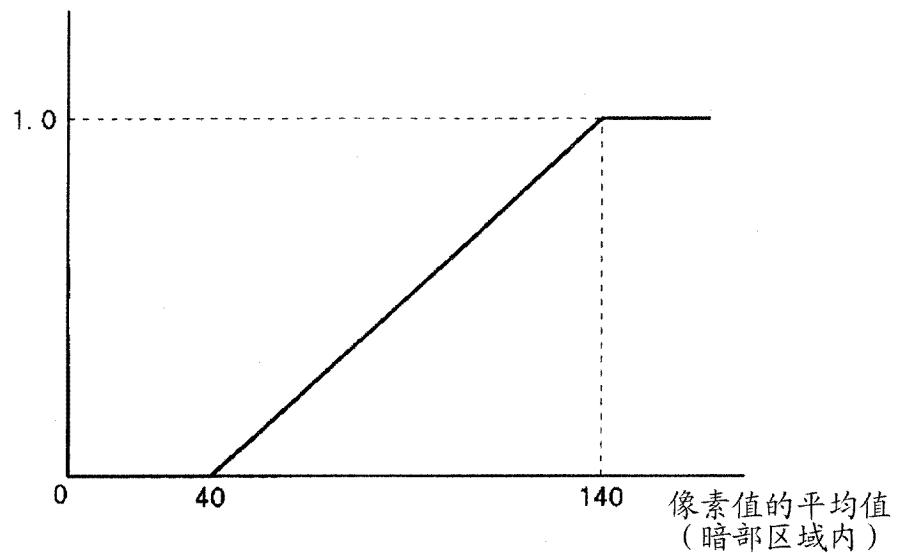


图 16

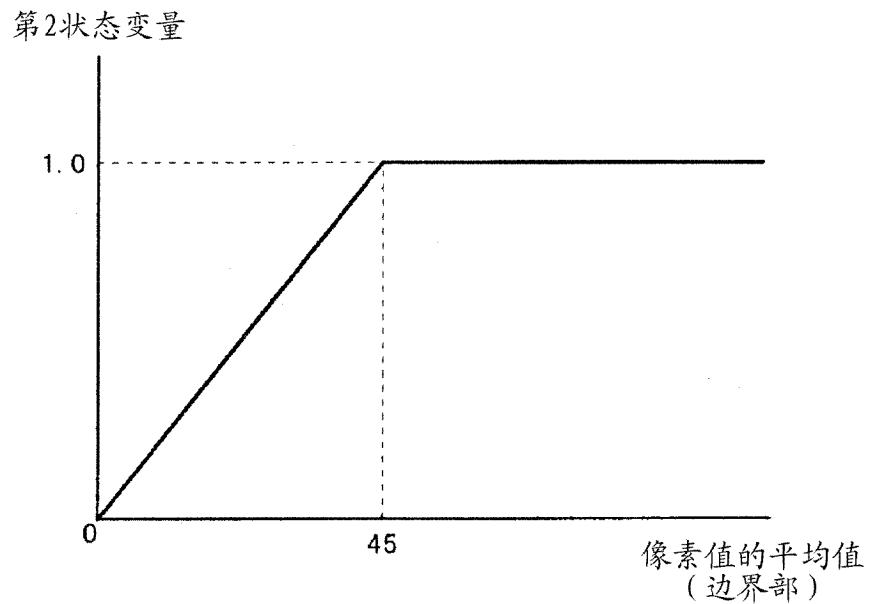


图 17

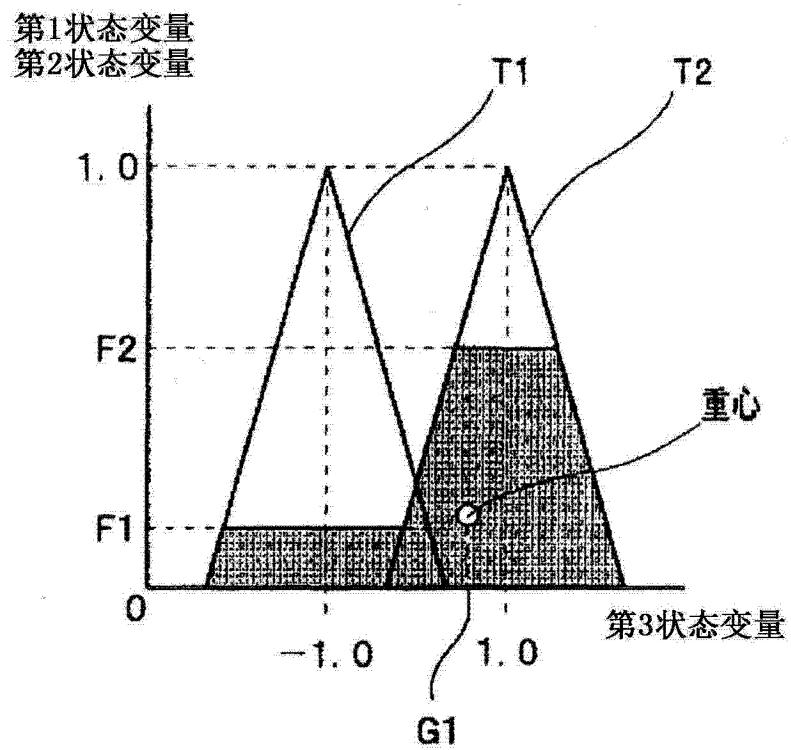


图 18

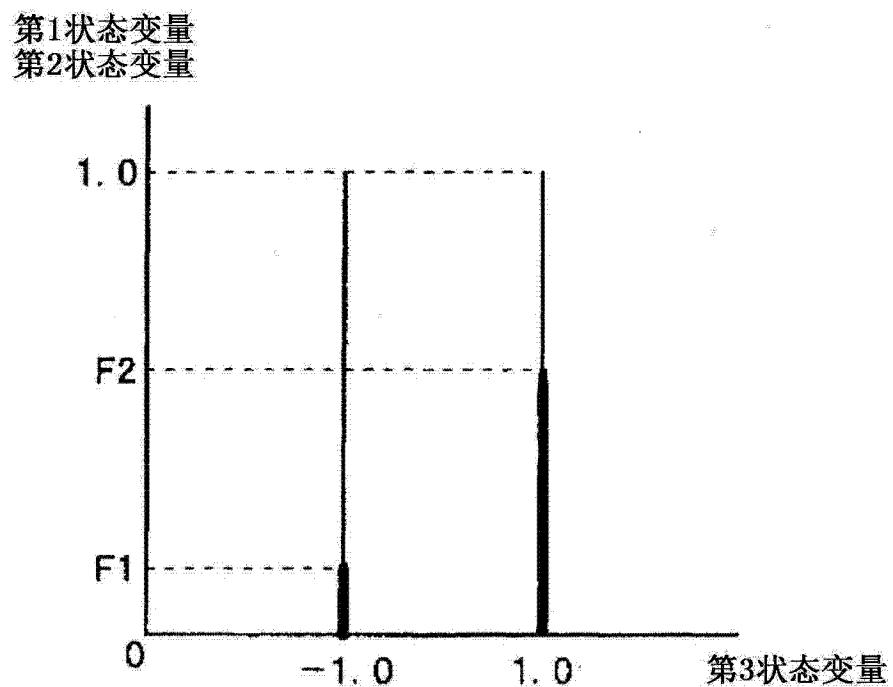


图 19

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN102123651B</a>	公开(公告)日	2014-02-26
申请号	CN200980131440.8	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	A61B1/00158 A61B1/00147 A61B1/04		
代理人(译)	李辉		
审查员(译)	何琛		
优先权	2009007024 2009-01-15 JP		
其他公开文献	CN102123651A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

本发明的内窥镜系统具有：摄像部，其对被摄体进行摄像；位置检测部，其在摄像部所得到的被摄体的图像中检测表示规定对象的位置；以及概率计算部，其采用从该图像中得到的第一信息和与第一信息不同的第二信息，计算作为正确程度的概率值，该正确程度表示关于该位置是规定对象的正确性的程度。

