



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103781396 A

(43) 申请公布日 2014. 05. 07

(21) 申请号 201280043805. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 10. 11

A61B 1/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/04 (2006. 01)

2012-030725 2012. 02. 15 JP

G02B 23/24 (2006. 01)

A61B 17/02 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 03. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/076273 2012. 10. 11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/121621 JA 2013. 08. 22

(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 梅本义孝 冈本康弘

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

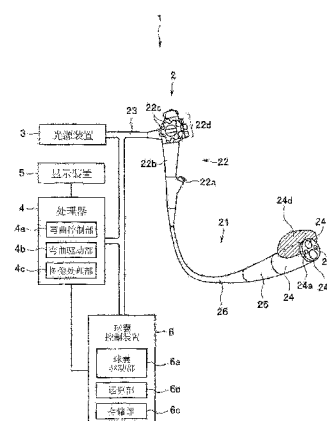
权利要求书1页 说明书9页 附图9页

(54) 发明名称

医用系统

(57) 摘要

医用系统具有:内窥镜,其具备插入部和拍摄部,该插入部能够插入到被检者的体腔内,该拍摄部设于插入部的顶端部;压排部,在插入部插入到被检者的体腔内时,该压排部能够对存在于顶端部的周边的组织进行压排;运算部,其获取与拍摄部所拍摄到的图像的亮度有关的亮度信息,进而判断该获取到的亮度信息是否满足预定的条件;以及驱动部,根据运算部的判断结果,该驱动部实施或者停止用于驱动压排部的动作。



1. 一种医用系统,其特征在于,

该医用系统包括:

内窥镜,其具备插入部和拍摄部,该插入部能够插入到被检者的体腔内,该拍摄部设于上述插入部的顶端部;

压排部,在上述插入部插入到上述被检者的体腔内时,该压排部能够对存在于上述顶端部的周边的组织进行压排;

运算部,其获取与上述拍摄部所拍摄到的图像的亮度有关的亮度信息,进而判断该获取到的亮度信息是否满足预定的条件;以及

驱动部,根据上述运算部的判断结果,该驱动部实施或者停止用于驱动上述压排部的动作。

2. 根据权利要求1所述的医用系统,其特征在于,

上述医用系统还具有存储部,该存储部储存有用于限定上述预定的条件的阈值信息。

3. 根据权利要求2所述的医用系统,其特征在于,

上述运算部获取上述拍摄部所拍摄的图像的各像素的亮度值的平均值作为上述亮度信息,进而判断该获取到的亮度值的平均值是否包含于被上述阈值信息限定的预定的范围内,

根据上述运算部的判断结果,在得到上述亮度值的平均值未包含于上述预定的范围内这一判断结果的情况下,上述驱动部实施用于驱动上述压排部的动作,在得到上述亮度值的平均值包含于上述预定的范围内这一判断结果的情况下,上述驱动部停止用于驱动上述压排部的动作。

4. 根据权利要求1所述的医用系统,其特征在于,

上述压排部设于上述顶端部的外周部分处的上述拍摄部的附近。

5. 根据权利要求1所述的医用系统,其特征在于,

上述医用系统还具有开关,该开关能够用于进行启动上述压排部的自动控制的指示,

在检测到上述指示已自上述开关输出时,上述驱动部根据上述运算部的判断结果进行动作而驱动上述压排部。

6. 根据权利要求1所述的医用系统,其特征在于,

上述医用系统还包括:

弯曲操作部,其构成为能够进行用于使设于上述插入部的至少一部分的弯曲部弯曲的弯曲操作;

弯曲控制部,其计算出与上述弯曲操作部所进行的弯曲操作相对应的弯曲量,并进行与该计算出的弯曲量相对应的控制;以及

弯曲驱动部,其对应于上述弯曲控制部的控制而使上述弯曲部弯曲。

7. 根据权利要求1所述的医用系统,其特征在于,

上述医用系统还具有处理器具,该处理器具能够插入到设于上述插入部的管路,

上述处理器具具有处理部和上述压排部,该处理部能够以自上述顶端部的顶端面突出的状态对上述被检者的体腔内的对象部位进行处理,该压排部设于上述处理部的附近。

医用系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医用系统,特别涉及一种对体腔内进行观察等时使用的医用系统。

背景技术

[0002] 以往,在使用内窥镜对被检者的体腔内进行观察的过程中,例如使用如下方法:使存在于内窥镜插入部的顶端部的周边的组织等暂时(从原来的位置)退避,从而确保用于对所希望的部位进行观察或者处理的视场。

[0003] 而且,作为被认为能够使用于上述方法的结构,例如提出有日本国特开 2010 — 187903 号公报所公开的、在内窥镜插入部的顶端部设有球囊等的扩张构件的结构。

[0004] 在此,根据日本国特开 2010 — 187903 号公报所公开的结构,由于球囊等的扩张构件的扩张状态是根据内窥镜插入部的顶端部的表面的温度来确定的,因此,例如可能产生如下状况:虽然因存在于该顶端部的周边的组织等导致视场变窄,但该扩张构件不会充分地扩张。结果,根据日本国特开 2010 — 187903 号公报所公开的结构,产生如下问题:在使用内窥镜对被检者的体腔内进行观察时,有时无法确保用于对所希望的部位进行观察或者处理的视场。

发明内容

[0005] 本发明是鉴于上述的情况而完成的,目的在于提供一种医用系统,在使用内窥镜对被检者的体腔内进行观察时,该医用系统能够可靠地确保用于对所希望的部位进行观察或者处理的视场。

[0006] 本发明的一实施方式的医用系统包括:内窥镜,其具备插入部和拍摄部,该插入部能够插入到被检者的体腔内,该拍摄部设于上述插入部的顶端部;压排部,在上述插入部插入到上述被检者的体腔内时,该压排部能够对存在于上述顶端部的周边的组织进行压排;运算部,其获取与上述拍摄部所拍摄到的图像的亮度有关的亮度信息,进而判断该获取到的亮度信息是否满足预定的条件;以及驱动部,根据上述运算部的判断结果,该驱动部实施或者停止用于驱动上述压排部的动作。

附图说明

[0007] 图 1 是表示本发明的实施例的内窥镜系统的主要部分的结构图。

[0008] 图 2 是表示在球囊控制装置进行的处理的一个例子的流程图。

[0009] 图 3 是表示在进行图 2 的一系列的处理之前显示于显示装置的内窥镜图像的一个例子的图。

[0010] 图 4 是表示在进行图 2 的一系列的处理之后显示于显示装置的内窥镜图像的一个例子的图。

[0011] 图 5 是表示本发明的实施例的变形例的内窥镜系统的主要部分的结构图。

[0012] 图 6 是示意性表示在于内窥镜的顶端部设有收缩器的情况下的结构的一个例子的图。

[0013] 图 7 是用于说明图 6 的收缩器扩展的状态的图。

[0014] 图 8 是用于说明图 6 的收缩器扩展、并且被抬起的状态的图。

[0015] 图 9 是示意性表示在于内窥镜的顶端部设有收缩器的情况下的结构的、不同于图 6 的例子的图。

[0016] 图 10 是用于说明图 9 的收缩器扩展的状态的图。

具体实施方式

[0017] 以下,一边参照附图一边对本发明的实施方式进行了说明。

[0018] 图 1 至图 4 涉及本发明的实施例。图 1 是表示本发明的实施例的内窥镜系统的主要部分的结构图。

[0019] 如图 1 所示,内窥镜系统 1 构成为具有:内窥镜 2,其能够对被检者的体腔内的被摄体进行拍摄而获取内窥镜图像;光源装置 3,其具备用于对该被摄体进行照明的、作为照明光的供给源的功能;处理器 4,其用于对利用内窥镜 2 获取的内窥镜图像进行图像处理等;显示装置 5,其能够显示被处理器 4 实施了图像处理后的内窥镜图像等;以及球囊控制装置 6,其用于进行涉及控制设于内窥镜 2 的球囊 24d (将在后面进行叙述)的动作。

[0020] 内窥镜 2 构成为具有:插入部 21,其具备能够插入到被检者的体腔内的细长形状;操作部 22,其设于插入部 21 的后端侧;以及通用线缆 23,其以自操作部 22 延伸出的方式设置。另外,在插入部 21、操作部 22 以及通用线缆 23 的内部贯穿有能够传送自光源装置 3 供给的照明光的未图示的光导件(导光构件)、以及使用于球囊控制装置 6 的送气以及排气的未图示的气体流通用管路(气体流通通道)。

[0021] 插入部 21 自顶端侧至后端侧依次连续设有顶端部 24、弯曲部 25、以及挠性管部 26 而构成。即,弯曲部 25 设于插入部 21 的至少一部分。

[0022] 在顶端部 24 的顶端面配置有两个照明窗 24a、物镜窗 24b、以及顶端开口部 24c。另外,在顶端部 24 的外周部分处的物镜窗 24b 的附近安装有球囊 24d。

[0023] 另外,在顶端部 24 的内部设有未图示的拍摄部,该拍摄部以具备光学元件以及拍摄元件等,且能够对自物镜窗 24b 入射的被摄体像进行拍摄而获取图像(内窥镜图像)的方式构成。即,顶端部 24 的拍摄部配置于物镜窗 24b 的背面侧。

[0024] 另外,具备作为压排部的功能的球囊 24d 设于顶端部 24 的外周部分处的拍摄部附近。

[0025] 在两个照明窗 24a 的背面侧配置有贯穿于插入部 21 的内部的光导件的光出射侧的端部。

[0026] 顶端开口部 24c 与配置于插入部 21 的内部未图示的处理器具贯穿用管路(处理器具通道)相连通,该顶端开口部 24c 形成为具备能够使自钳子口 22a (将在后面进行叙述)插入的细长形状的处理器具向顶端部 24 的前方突出的形状。

[0027] 球囊 24d 利用橡胶等柔软的材料形成,其随着向内部空间供给气体而膨胀,并且随着将供给到该内部空间的气体排出而收缩。另外,球囊 24d 的内部空间与贯穿到插入部 21 的内部的气体流通用管路的一个端部相连通。

[0028] 弯曲部 25 以如下方式构成,即湾曲部 25 具备多个弯曲块等(日文:湾曲駒),该多个弯曲块分别安装有多条线的端部,通过使弯曲部 25 向与操作部 22 的弯曲操作部 22c(将在后面进行叙述)的操作状态相对应的方向弯曲,能够改变顶端部 24 的朝向。

[0029] 另一方面,操作部 22 构成为具有:钳子口 22a,其配置于顶端侧的侧部;把持部 22b,其供手术操作者等把持;弯曲操作部 22c,其设于把持部 22b 的后端侧;以及内窥镜开关部 22d,其具备多个开关,该多个开关能够进行使利用内窥镜系统 1 的各部分实现的各种功能工作或者停止的指示。

[0030] 钳子口 22a 与配置于插入部 21 的内部的未图示的处理器具贯穿用管路相连通,该钳子口 22a 形成为具备细长形状的处理器具能够插入的形状。

[0031] 弯曲操作部 22c 构成为能够进行用于使弯曲部 25 向所希望的方向弯曲所希望的量的弯曲操作,并且,弯曲操作部 22c 构成为能够将与该弯曲操作相对应的指示信号经由内置于通用线缆 23 的信号线向处理器 4 输出。

[0032] 在内窥镜开关部 22d 中设有例如能够进行用于启动(ON)球囊控制装置 6 对球囊 24d 的自动控制的指示的自动控制模式开关、能够进行涉及启动(ON)及停止(OFF)向球囊 24d 的内部空间输送气体的指示的送气开关、以及能够进行涉及启动及停止将球囊 24d 的内部空间的气体排出的指示的排气开关等多个开关。

[0033] 在通用线缆 23 中内置有:光导件,其能够传送自光源装置 3 供给的照明光;内窥镜 2;多条信号线,其用于在处理器 4 以及球囊控制装置 6 之间交换各种信号;以及气体流通用管路,其使用于球囊控制装置 6 的送气以及排气。

[0034] 另外,在通用线缆 23 的端部设有未图示的多个连接器,该多个连接器能够分别与光源装置 3、处理器 4 以及球囊控制装置 6 的各部分相连接。

[0035] 而且,在设于通用线缆 23 的端部的各连接器中的、与光源装置 3 相连接的连接器的内部配置有光导件的光入射侧的端部。

[0036] 另外,在设于通用线缆 23 的端部的各连接器中的、与球囊控制装置 6 相连接的连接器的内部配置有气体流通用管路的另一个端部、以及信号线的端部,该信号线的端部能够将对应于内窥镜开关部 22d 的操作而被输出的指示信号检测出来。

[0037] 即,根据以上所述的结构,自光源装置 3 供给的照明光经由贯穿于插入部 21、操作部 22 以及通用线缆 23 的内部的光导件而自两个照明窗 24a 出射。

[0038] 另外,根据以上所述的结构,球囊控制装置 6 能够借助贯穿于插入部 21、操作部 22 以及通用线缆 23 的内部的气体流通用管路而使球囊 24d 的膨胀状态变化。

[0039] 另一方面,处理器 4 具有弯曲控制部 4a、弯曲驱动部 4b、以及图像处理部 4c 而构成。

[0040] 弯曲控制部 4a 以如下方式构成,弯曲驱动部 4a 具备 CPU 等,且该弯曲控制部 4a 根据对应于弯曲操作部 22c 的操作而输出的指示信号来计算出弯曲部 25 的弯曲量,并对弯曲驱动部 4b 进行对应于该计算出的弯曲量的控制。

[0041] 弯曲驱动部 4b 以如下方式构成,弯曲驱动部 4b 具备用于对安装于弯曲部 25 的各弯曲块的各线进行牵引的马达等,且该弯曲驱动部 4b 能够使弯曲部 25 弯曲对应于弯曲控制部 4a 的控制的弯曲量。

[0042] 图像处理部 4c 以如下方式构成,图像处理部 4c 对利用顶端部 24 的拍摄部获取的

图像(内窥镜图像)实施(例如去除噪点等的)各种图像处理,并且将实施该图像处理后的内窥镜图像向显示装置 5 以及球囊控制装置 6 输出。

[0043] 球囊控制装置 6 具有球囊驱动部 6a、运算部 6b、以及存储部 6c 而构成,该存储部 6c 预先储存有使用于运算部 6b 的运算的阈值信息。

[0044] 球囊驱动部 6a 构成为具备能够与上述气体流通用管路的另一个端部相连接的泵、以及作为供给至该气体流通用管路的气体的供给源的储气罐等,且该球囊驱动部 6a 能够分别实施向球囊 24d 的内部空间供给气体的动作(送气动作)、以及将供给至球囊 24d 的内部空间的气体排出的动作(排气动作)。

[0045] 根据经由通用线缆 23 自内窥镜开关部 22d 输出的指示信号,在检测到球囊控制装置 6 对球囊 24d 的自动控制尚未被启动的情况下,球囊驱动部 6a 进行与自内窥镜开关部 22d 的送气开关输出的指示信号相对应的送气动作。

[0046] 根据经由通用线缆 23 自内窥镜开关部 22d 输出的指示信号,在检测到球囊控制装置 6 对球囊 24d 的自动控制尚未被启动的情况下,球囊驱动部 6a 进行与自内窥镜开关部 22d 的排气开关输出的指示信号相对应的排气动作。

[0047] 另一方面,根据经由通用线缆 23 自内窥镜开关部 22d 输出的指示信号,在检测到球囊控制装置 6 对球囊 24d 的自动控制已被启动的情况下,球囊驱动部 6a 取代进行分别与自内窥镜开关部 22d 的送气开关以及排气开关输出的指示信号相对应的送气动作和排气动作,而是进行与运算部 6b 的指示相对应的送气动作。

[0048] 即,在球囊驱动部 6a 进行与运算部 6b 的指示相对应的送气动作的过程中,使分别与内窥镜开关部 22d 的送气开关以及排气开关的操作相对应的指示均无效化。

[0049] 运算部 6b 以如下方式构成,根据经由通用线缆 23 自内窥镜开关部 22d 输出的指示信号,在检测到球囊 24d 的自动控制尚未被启动的情况下,运算部 6b 不进行涉及球囊驱动部 6a 的动作的运算以及指示。

[0050] 另外,运算部 6b 以如下方式构成,根据经由通用线缆 23 自内窥镜开关部 22d 输出的指示信号,在检测到球囊 24d 的自动控制已被启动的情况下,运算部 6b 获取自处理器 4 的图像处理部 4c 输出的内窥镜图像的亮度信息,并且根据判断该获取的亮度信息是否满足被自存储部 6c 读取的阈值信息限定的预定条件的结果而相对应地进行涉及球囊驱动部 6a 的送气动作的指示。

[0051] 在存储部 6c 中预先储存有用于对在运算部 6b 的判断中使用的预定条件进行限定的阈值信息。

[0052] 具体而言,在存储部 6c 中预先储存有例如与利用运算部 6b 获取的亮度信息相对应的亮度值的下限值 TH1 以及上限值 TH2 作为阈值信息。

[0053] 此外,上述亮度值的下限值 TH1 设定为例如如下情况下的亮度值:因顶端部 24 的物镜窗 24b 的至少一部分与脏器等的体腔内组织直接接触,导致自处理器 4 的图像处理部 4c 输出的内窥镜图像的亮度极端地降低。

[0054] 另外,上述亮度值的上限值 TH2 设定为例如如下情况下的亮度值:因自顶端部 24 的照明窗 24a 出射的照明光在脏器等的体腔内组织反射而引起光晕,导致自处理器 4 的图像处理部 4c 输出的内窥镜图像的亮度极端地升高。

[0055] 接着,对本实施例的内窥镜系统 1 的作用进行说明。

[0056] 首先,手术操作者等在将通用线缆 23 的端部的各连接器连接于光源装置 3、处理器 4 以及球囊控制装置 6 的状态下接通内窥镜系统 1 的各部分的电源。而且,伴随着内窥镜系统 1 的各部分的电源被接通,分别开始利用内窥镜 2 获取内窥镜图像、利用光源装置 3 供给照明光、利用处理器 4 进行图像处理、以及利用显示装置 5 显示内窥镜图像的动作。

[0057] 另外,手术操作者等一边观察显示于显示装置 5 的内窥镜图像一边进行插入操作,从而将插入部 21 插入到被检者的体腔内的深部。

[0058] 在此,参照图 2 ~ 图 4 对利用本实施例的球囊控制装置 6 进行的处理等进行说明。图 2 是表示在球囊控制装置进行的处理的一个例子的流程图。图 3 是表示在进行图 2 的一系列的处理之前显示于显示装置的内窥镜图像的一个例子的图。图 4 是表示在进行图 2 的一系列的处理之后显示于显示装置的内窥镜图像的一个例子的图。

[0059] 在因关注区域和顶端部 24 的顶端面之间存在有脏器等的体腔内组织导致显示装置 5 显示出如图 3 所示的内窥镜图像的情况下,手术操作者等通过操作内窥镜开关部 22d 的自动控制模式开关而进行用于启动球囊控制装置 6 对球囊 24d 的自动控制的指示,上述关注区域是相当于插入部 21 的插入目的地的区域,或者自钳子口 22a 插入的处理器具的处理对象所存在的区域。

[0060] 另一方面,根据经由通用线缆 23 自内窥镜开关部 22d 输出的指示信号,运算部 6b 判断是否已进行用于启动球囊 24d 的自动控制的指示(图 2 的步骤 S1)。

[0061] 在运算部 6b 在图 2 的步骤 S1 中得出尚未进行用于启动球囊 24d 的自动控制的指示这一判断结果的情况下,该运算部 6b 不进行涉及球囊驱动部 6a 的运动的运算以及指示。即,根据图 2 的步骤 S1 的处理,在得出尚未进行用于启动球囊 24d 的自动控制的指示这一判断结果的情况下,能够使球囊 24d 膨胀或者收缩,以便成为与内窥镜开关部 22d 的送气开关以及排气开关的操作相对应的、所希望的膨胀状态。

[0062] 在运算部 6b 在图 2 的步骤 S1 中得出已进行用于启动球囊 24d 的自动控制的指示这一判断结果的情况下,该运算部 6b 开始球囊 24d 的自动控制,并且进行用于获取自处理器 4 的图像处理部 4c 输出的当前画幅帧的内窥镜图像的亮度信息的处理(图 2 的步骤 S2)。

[0063] 具体而言,在图 2 的步骤 S1 中得到已进行用于启动球囊 24d 的自动控制的指示这一判断结果的情况下,该运算部 6b 例如针对 R、G 及 B 中的任一者的颜色成分计算出在自处理器 4 的图像处理部 4c 输出的当前画幅帧的内窥镜图像中存在的各像素的亮度值的平均值 AVG。

[0064] 运算部 6b 判断通过图 2 的步骤 S2 获取的亮度信息是否满足自存储部 6c 读取的阈值信息所限定的预定的条件(图 2 的步骤 S3)。

[0065] 具体而言,运算部 6b 例如自存储部 6c 读取与通过图 2 的步骤 S2 计算出的亮度值的平均值 AVG 相对应的亮度值的下限值 TH1 以及亮度值的上限值 TH2,并且判断通过图 2 的步骤 S2 的处理计算出的亮度值的平均值 AVG 是否满足 $TH1 < AVG < TH2$ 的大小关系。

[0066] 然后,在运算部 6b 在图 2 的步骤 S3 中得出通过图 2 的步骤 S2 获取的亮度信息并未满足预定的条件这一判断结果的情况下,该运算部 6b 对球囊驱动部 6a 进行使球囊驱动部 6a 实施将预定量的气体供给至球囊 24d 这样的送气动作的指示(图 2 的步骤 S4),之后,返回图 2 的步骤 S2 而进行处理。

[0067] 另外,在运算部 6b 在图 2 的步骤 S3 中得到通过图 2 的步骤 S2 获取的亮度信息已

满足预定的条件这一判断结果的情况下,该运算部 6b 通过对球囊驱动部 6a 进行使球囊驱动部 6a 停止送气动作的指示,结束球囊 24d 的自动控制(图 2 的步骤 S5 以及步骤 S6)。

[0068] 根据以上所述的、涉及球囊 24d 的自动控制的一系列的处理等,在直到自处理器 4 的图像处理部 4c 输出满足图 2 的步骤 S3 中的预定条件(作为例示是满足 $TH1 < AVG < TH2$ 的大小关系这样的条件)的内窥镜图像为止的期间内,球囊驱动部 6a 持续进行送气动作。另外,根据以上所述的、涉及球囊 24d 的自动控制的一系列的处理等,大概在自处理器 4 的图像处理部 4c 输出满足图 2 的步骤 S3 中的预定条件(作为例示是满足 $TH1 < AVG < TH2$ 的大小关系这样的条件)的内窥镜图像之后,球囊驱动部 6a 马上停止送气动作。

[0069] 即,根据本实施例,通过进行涉及球囊 24d 的自动控制的一系列的处理等,使球囊 24d 膨胀至关注区域与顶端部 24 的顶端面之间不再存在脏器等的体腔内组织的程度,且存在于顶端部 24 的周边的体腔内组织被压排,因此能够使顶端部 24 的周边的状态从不能目视确认该关注区域的状态(参照图 3)转化为能够目视确认该关注区域的状态(参照图 4)。其结果,根据本实施例,能够可靠地确保用于对(包含关注区域在内的)所希望的部位进行观察或者处理的视场。

[0070] 此外,图 2 中示出的一系列的处理并不局限于在顶端部 24 的外周部分仅设有一个球囊的情况,在于顶端部 24 的外周部分设有多个球囊的情况下也能够以大致相同的方式应用。

[0071] 另外,根据图 2 中示出的一系列的处理,仅仅是在存储部 6c 中预先储存有能够分别辨别自处理器 4 的图像处理部 4c 输出的内窥镜图像的亮度极端地降低的情况的值、以及该内窥镜图像的亮度极端地升高的情况的值作为阈值信息,但是也可以进行获取亮度值的平均值 AVG 以外的其他值作为亮度信息这样的处理。

[0072] 另一方面,图 2 中示出的一系列的处理并不局限于如图 1 所示的、在内窥镜的顶端部安装有球囊的情况,例如如图 5 所示的、在以贯穿于内窥镜的内部的状态进行使用的处理器具的顶端部安装有球囊的情况下也能够以大致相同的方式应用。

[0073] 在此,参照图 5 对本实施例的变形例的内窥镜系统 1A 的结构进行说明。图 5 是表示本发明的实施例的变形例的内窥镜系统的主要部分的结构图。

[0074] 此外,以下,为了简便,对具有与内窥镜系统 1 相同的结构等的部分省略详细的说明,并且,主要对具有不同于内窥镜系统 1 的结构等的部分进行说明。

[0075] 如图 5 所示,内窥镜系统 1A 构成为具有:内窥镜 2A,其能够对被检者的体腔内的被摄体进行拍摄而获取内窥镜图像;光源装置 3,其具备用于对该被摄体进行照明的、作为照明光的供给源的功能;处理器 4,其用于对利用内窥镜 2A 获取的内窥镜图像进行图像处理等;显示装置 5,其能够显示被处理器 4 实施了图像处理后的内窥镜图像等;球囊控制装置 6,其用于进行涉及控制球囊 73(后述)的动作;以及操纵器装置 7。

[0076] 内窥镜 2A 具有与去除了球囊 24d、以及使用于球囊控制装置 6 的送气以及排气的未图示的气体流通用管路(气体流通通道)后的内窥镜 2 大致相同的结构。

[0077] 另一方面,操纵器装置 7 构成为具有:操纵器主体 71;把持钳子部 72,其设于操纵器主体 71 的顶端部;球囊 73,其设于操纵器主体 71 的顶端部处的把持钳子部 72 的附近;输入装置组 74,其能够进行把持钳子部 72 的操作;以及操纵器控制装置 75,其对应于输入装置组 74 的输入操作而使把持钳子部 72 动作。另外,在操纵器主体 71 的内部贯穿有在利

用球囊控制装置 6 进行送气以及排气时使用的管状构件 76 的一部分。

[0078] 操纵器主体 71 构成为能够自钳子口 22a 插入到未图示的处理器具插入用管路(处理器具通道),并且具备能够在插入到该处理器具插入用管路的状态下使把持钳子部 72 自顶端开口部 24c 突出的细长形状。

[0079] 把持钳子部 72 构成为具备两个把持钳子,该两个把持钳子构成为能够以与操纵器控制装置 75 的驱动控制相对应的把持力夹住对象物。另外,在把持钳子部 72 的两个把持钳子分别设有未图示的多个促动器,该多个促动器用于使两个把持钳子以朝向与操纵器控制装置 75 的驱动控制相对应的方向的方式动作。

[0080] 即,具备作为处理部的功能的把持钳子部 72 以如下方式构成,能够以自顶端部 24 的顶端面突出的状态下对被检者的体腔内的对象部位进行处理。

[0081] 具备作为压排部的功能的球囊 73 以如下方式构成,其利用橡胶等的材料形成,且其随着向内部空间供给气体而膨胀,并且随着将供给到该内部空间的气体排出而收缩。另外,球囊 73 的内部空间与管状构件 76 的一个端部相连通,该管状构件 76 的一个端部贯穿到操纵器主体 71 的内部。此外,管状构件 76 的另一个端部与球囊控制装置 6 的球囊驱动部 6a 相连接。输入装置 74 以如下方式构成,例如具备操纵杆等,且其能够检测出与手术操作者等的输入操作相对应的输入量并将输入量向操纵器控制装置 75 输出。

[0082] 操纵器控制装置 75 构成为具有运算部 75a 和驱动控制部 75b。

[0083] 运算部 75a 以如下方式构成,根据输入装置 74 中的输入量的大小,运算部 75a 计算出用于分别确定把持钳子部 72 的两个把持钳子的朝向以及把持力的、一个以上的控制参数。

[0084] 驱动控制部 75b 以如下方式构成,驱动控制部 75b 根据运算部 75a 所计算出的各控制参数而驱动把持钳子部 72 的两个把持钳子。

[0085] 此外,对于本实施例的变形例的内窥镜系统 1A,并不局限于构成为将自动控制模式开关、送气开关、以及排气开关的各开关设于内窥镜开关部 22d,例如也可以构成为将该各开关设于输入装置 74。

[0086] 接着,对本实施例的变形例的内窥镜系统 1A 的作用进行说明。

[0087] 首先,手术操作者等将通用线缆 23 的端部的各连接器连接于光源装置 3、处理器 4 以及球囊控制装置 6,进而在将管状构件 76 的另一个端部连接于球囊控制装置 6 的状态下接通内窥镜系统 1A 的各部分的电源。然后,伴随着内窥镜系统 1A 的各部分的电源被接通,分别开始利用内窥镜 2A 获取内窥镜图像、利用光源装置 3 供给照明光、利用处理器 4 进行图像处理、以及利用显示装置 5 显示内窥镜图像的动作。

[0088] 另外,手术操作者等一边观察显示于显示装置 5 的内窥镜图像一边进行插入操作,从而将插入部 21 逐渐插入到达至包含把持钳子部 72 的处理对象所存在的区域在内的所希望的部位。

[0089] 在因关注区域和顶端部 24 的顶端面之间存在有脏器等的体腔内组织导致显示装置 5 显示出如图 3 所示的内窥镜图像的情况下,手术操作者等在使操纵器主体 71 的顶端部自顶端开口部 24c 突出的状态下操作内窥镜开关部 22d 的自动控制模式开关,从而进行用于打开球囊控制装置 6 对球囊 73 的自动控制的指示,上述关注区域是把持钳子部 72 的处理对象所存在的区域。

[0090] 另一方面,根据经由通用线缆 23 自内窥镜开关部 22d 输出的指示信号,运算部 6b 判断是否已进行用于启动球囊 73 的自动控制的指示(图 2 的步骤 S1)。

[0091] 在运算部 6b 在图 2 的步骤 S1 中得出尚未进行用于启动球囊 73 的自动控制的指示这一判断结果的情况下,该运算部 6b 不进行涉及球囊驱动部 6a 的运动的运算以及指示。即,根据图 2 的步骤 S1 的处理,在得出尚未进行用于启动球囊 73 的自动控制的指示这一判断结果的情况下,能够使球囊 73 膨胀或者收缩,以便成为与内窥镜开关部 22d 的送气开关以及排气开关的操作相对应的、所希望的膨胀状态。

[0092] 在运算部 6b 在图 2 的步骤 S1 中得出已进行用于打开球囊 73 的自动控制的指示这一判断结果的情况下,该运算部 6b 开始球囊 73 的自动控制,并且进行用于获取自处理器 4 的图像处理部 4c 输出的当前画幅帧的内窥镜图像的亮度信息的处理(图 2 的步骤 S2)。

[0093] 具体而言,在运算部 6b 在图 2 的步骤 S1 中得出已进行用于打开球囊 73 的自动控制的指示这一判断结果的情况下,该运算部 6b 例如针对 R、G 及 B 中的任一者的颜色成分计算出在自处理器 4 的图像处理部 4c 输出的当前画幅帧的内窥镜图像中存在的各像素的亮度值的平均值 AVG。

[0094] 运算部 6b 通过比较由图 2 的步骤 S2 获取的亮度信息和自存储部 6c 读取的阈值信息,从而判断该亮度信息是否满足与该阈值信息相对应的预定的条件(图 2 的步骤 S3)。

[0095] 具体而言,运算部 6b 例如自存储部 6c 读取与通过图 2 的步骤 S2 的处理而计算出的亮度值的平均值 AVG 相对应的亮度值的下限值 TH1 以及亮度值的上限值 TH2,进而判断通过图 2 的步骤 S2 的处理而计算出的亮度值的平均值 AVG 是否满足 $TH1 < AVG < TH2$ 的大小关系。

[0096] 然后,在运算部 6b 在图 2 的步骤 S3 中得出通过图 2 的步骤 S2 获取的亮度信息并未满足预定的条件这一判断结果的情况下,该运算部 6b 对球囊驱动部 6a 进行使球囊驱动部 6a 实施将预定量的气体供给至球囊 73 这样的送气动作的指示(图 2 的步骤 S4),之后,返回图 2 的步骤 S2 而进行处理。

[0097] 另外,在运算部 6b 在图 2 的步骤 S3 中得出通过图 2 的步骤 S2 获取的亮度信息已满足预定的条件这一判断结果的情况下,该运算部 6b 通过对球囊驱动部 6a 进行使球囊驱动部 6a 停止送气动作的指示,结束球囊 73 的自动控制(图 2 的步骤 S5 以及步骤 S6)。

[0098] 根据以上所述的、涉及球囊 73 的自动控制的一系列的处理等,在直到自处理器 4 的图像处理部 4c 输出满足图 2 的步骤 S3 中的预定条件(作为例示是满足 $TH1 < AVG < TH2$ 的大小关系这样的条件)的内窥镜图像为止的期间内,球囊驱动部 6a 持续进行送气动作。另外,根据以上所述的、涉及球囊 73 的自动控制的一系列的处理等,大概在自处理器 4 的图像处理部 4c 输出满足图 2 的步骤 S3 中的预定条件(作为例示是满足 $TH1 < AVG < TH2$ 的大小关系这样的条件)的内窥镜图像之后,球囊驱动部 6a 马上停止送气动作。

[0099] 即,根据本实施例,通过进行涉及球囊 73 的自动控制的一系列的处理等,使球囊 73 膨胀至关注区域与顶端部 24 的顶端面之间不再存在脏器等的体腔内组织的程度,且存在于顶端部 24 的周边的体腔内组织被压排,因此能够使顶端部 24 的周边的状态从不能利用把持钳子部 72 对该关注区域进行处理的状态(参照图 3)转化为能够利用把持钳子部 72 对该关注区域进行处理的状态(参照图 4)。其结果,根据本实施例的变形例,能够可靠地确保用于对(包含关注区域在内的)所希望的部位进行观察或者处理的视场。

[0100] 此外,根据以上所述的本实施例以及变形例,并不局限于计算出在当前画幅帧的内窥镜图像中存在的各像素的亮度值的平均值作为 AVG 的值,例如也可以计算出在当前画幅帧的内窥镜图像的关注区域内存在的各像素的亮度值的平均值作为 AVG 的值。

[0101] 另一方面,图 2 中示出的一系列的处理并不局限于在内窥镜的顶端部设有球囊的情况,例如在于内窥镜的顶端部设有收缩器的情况下也能够应用。

[0102] 在此,针对取代球囊 24d 而将图 6~图 8 所示的收缩器 100 设于顶端部 24 的情况进行说明。图 6 是示意性表示在于内窥镜的顶端部设有收缩器的情况下的结构的一个例子的图。图 7 是用于说明图 6 的收缩器扩展的状态的图。图 8 是用于说明图 6 的收缩器扩展、并且被抬起的状态的图。

[0103] 如图 6 所示,收缩器 100 构成为,在设于供收缩器 100 配置的基部构件 102 的顶端部的弯曲变形部 103 中,具备后端部被轴构件 101 固定的多个板状构件 100a。

[0104] 另一方面,如图 6 所示,收缩器 100 具有如下结构:在基部构件 102 未被整体按压的情况下,多个板状构件 100a 以相互重叠的状态收纳于顶端部 24 的预定的位置。

[0105] 另外,如图 7 所示,收缩器 100 具有如下结构:在基部构件 102 被压入至弯曲变形部 103 与顶端侧的止挡件 104 抵接的程度的情况下,多个板状构件 100a 以轴构件 101 为中心扩展(呈扇状)。

[0106] 另外,如图 8 所示,收缩器 100 具有如下结构:在以弯曲变形部 103 与止挡件 104 抵接的状态进一步压入基部构件 102 的情况下,由于弯曲变形部 103 弯曲变形,因此以轴构件 101 为中心扩展(呈扇状)的多个板状构件 100a 被抬起。

[0107] 即,在取代球囊 24d 而将收缩器 100 设于顶端部 24 的情况下,通过改变球囊控制装置 6 等的结构以使图 2 的步骤 S4 的送气动作成为基部构件 102 的压入动作,能够应用图 2 的一系列的处理。

[0108] 接着,针对取代球囊 24d 而将图 9 以及图 10 所示的收缩器 110 设于顶端部 24 的情况进行说明。图 9 是示意性表示在于内窥镜的顶端部设有收缩器的情况下的结构的、不同于图 6 的例子的图。图 10 是用于说明图 9 的收缩器扩展的状态的图。

[0109] 如图 9 所示,收缩器 110 构成为,在基部构件 112 的预定的位置,具备后端部被轴构件 111 固定的多个板状构件 110a。另外,如图 9 所示,板状构件 110a 的中部和基部构件 112 的顶端部借助连接构件 113 而连接。

[0110] 另一方面,如图 9 所示,收缩器 110 具有如下结构:在基部构件 112 未被整体拉向后端侧的情况下,多个板状构件 110a 以大致折叠的状态收纳在顶端部 24 的预定的位置。

[0111] 另外,如图 10 所示,收缩器 110 具有如下结构:随着基部构件 112 被拉向后端侧,多个板状构件 110a 以轴构件 111 为中心扩展(呈扇状),并且被连接构件 113 抬起。

[0112] 即,在取代球囊 24d 而将收缩器 110 设于顶端部 24 的情况下,通过改变球囊控制装置 6 等的结构以使图 2 的步骤 S4 的送气动作成为基部构件 112 的拉动动作,能够应用图 2 的一系列的处理。

[0113] 此外,本发明并不局限于上述实施例以及变形例等,在不脱离发明的主旨的范围内当然能够进行各种的改变、应用。

[0114] 本申请是以 2012 年 2 月 15 日在日本国提出申请的日本特愿 2012-30725 号作为要求优先权的基础而提出的,上述公开内容引入本申请说明书、权利要求书、附图中。

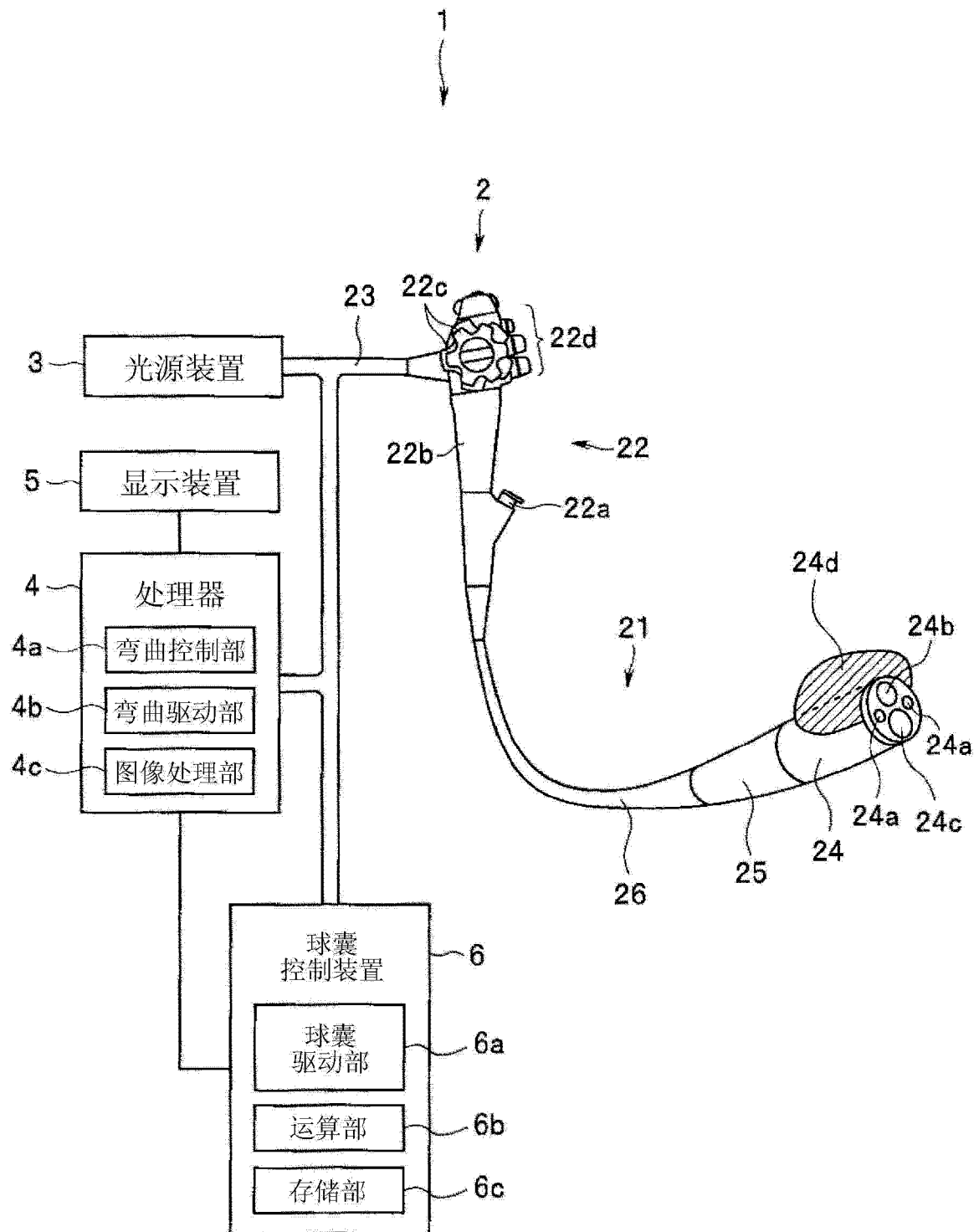


图 1

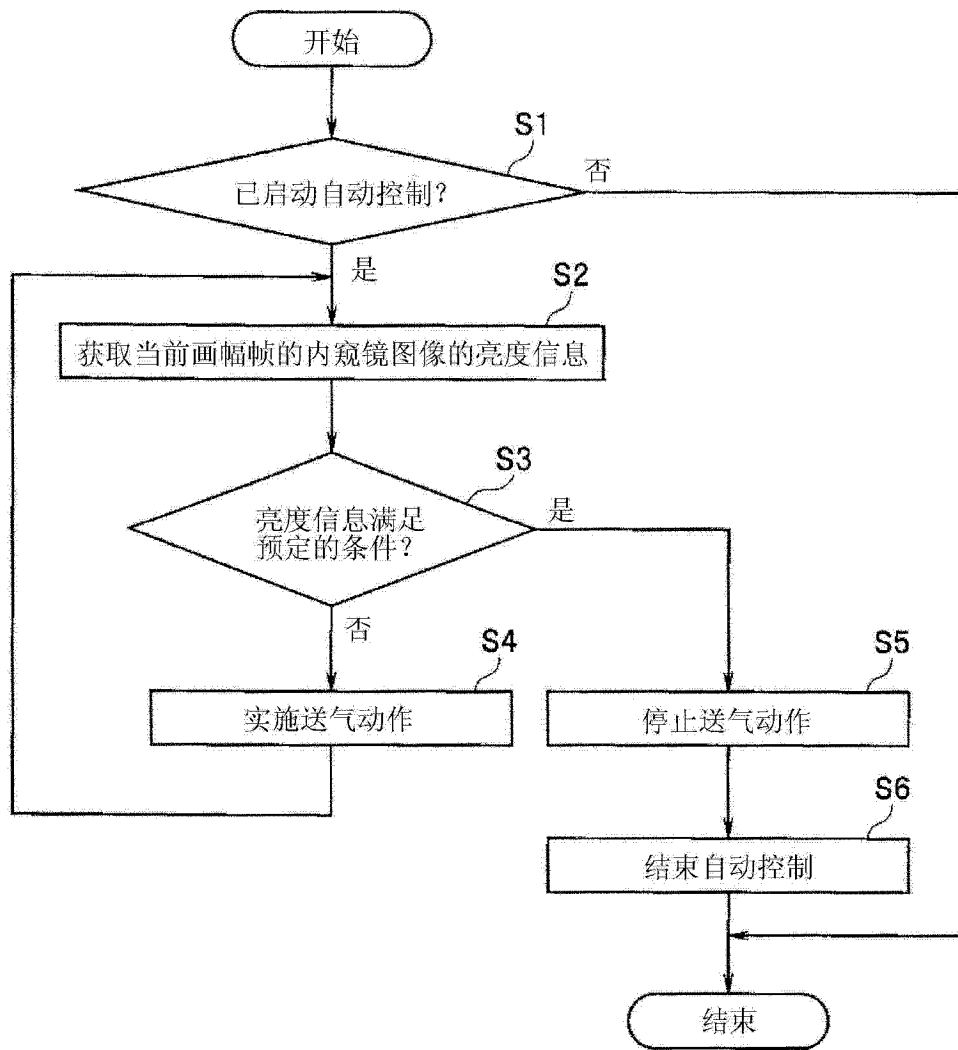


图 2

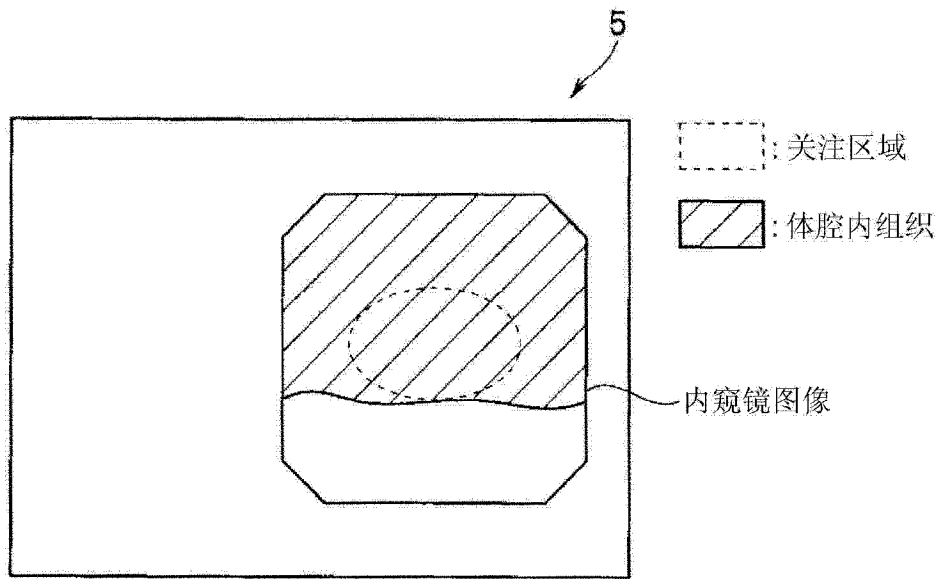


图 3

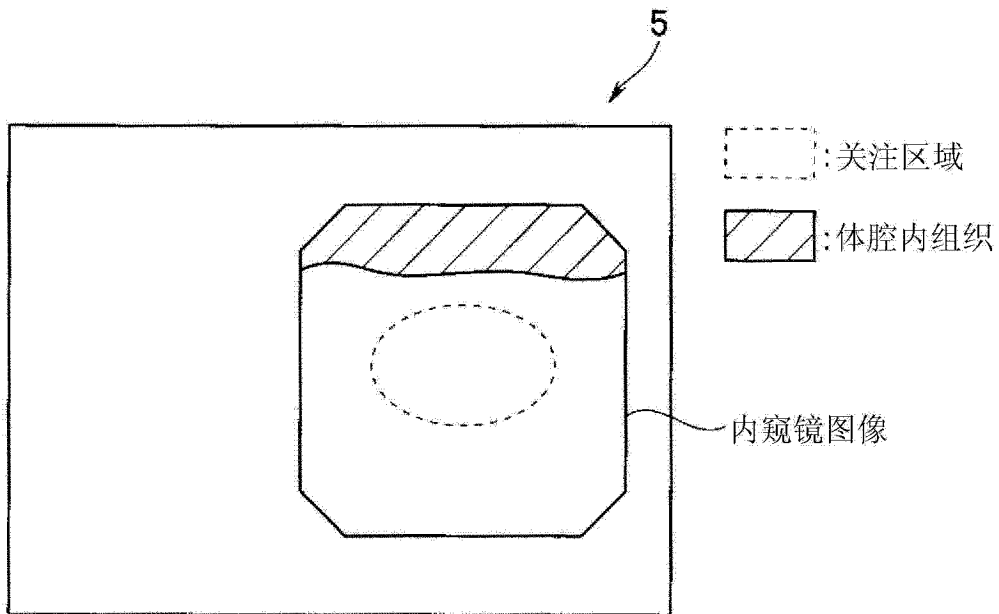


图 4

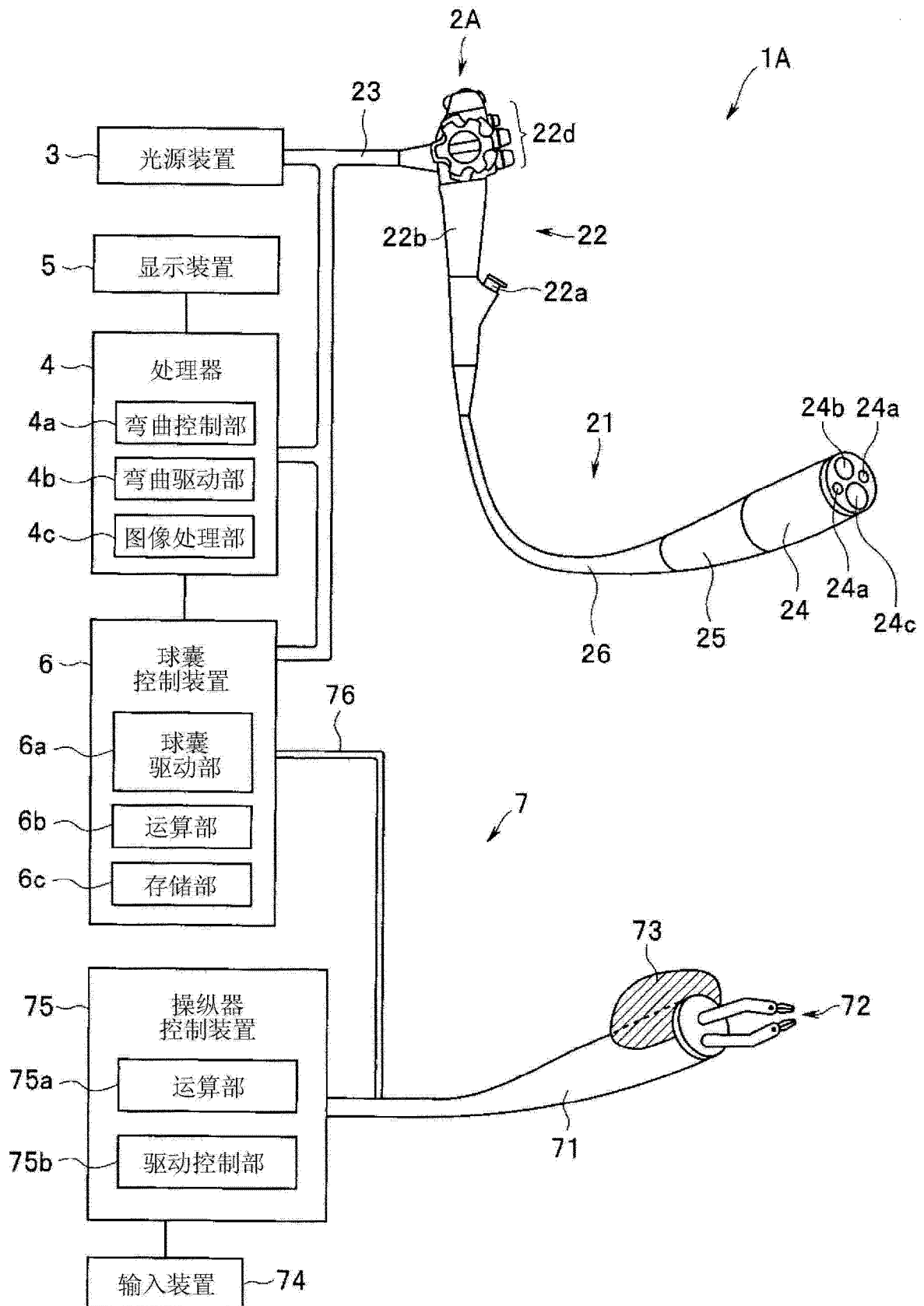


图 5

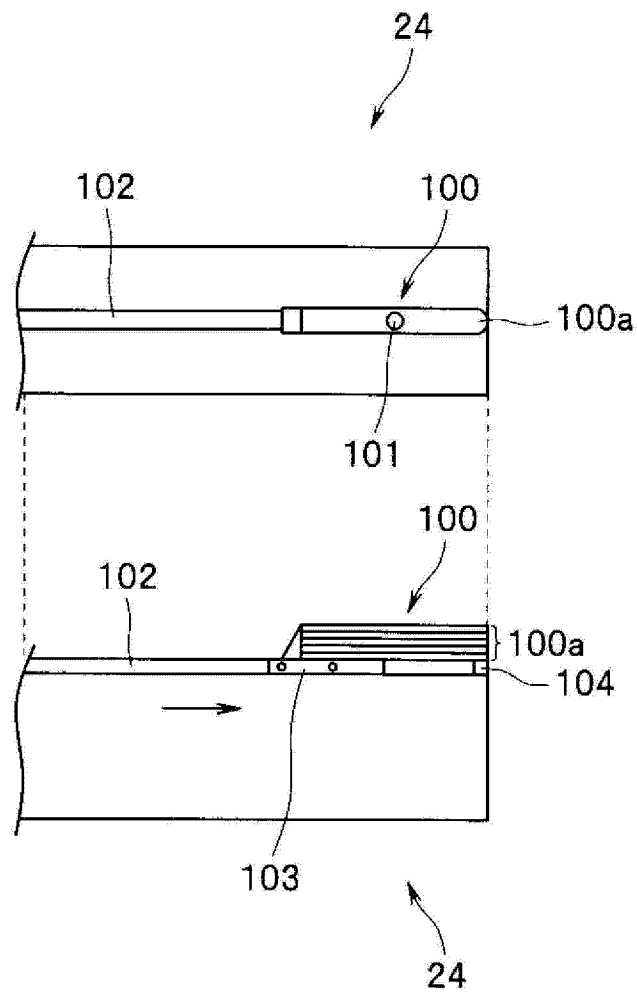


图 6

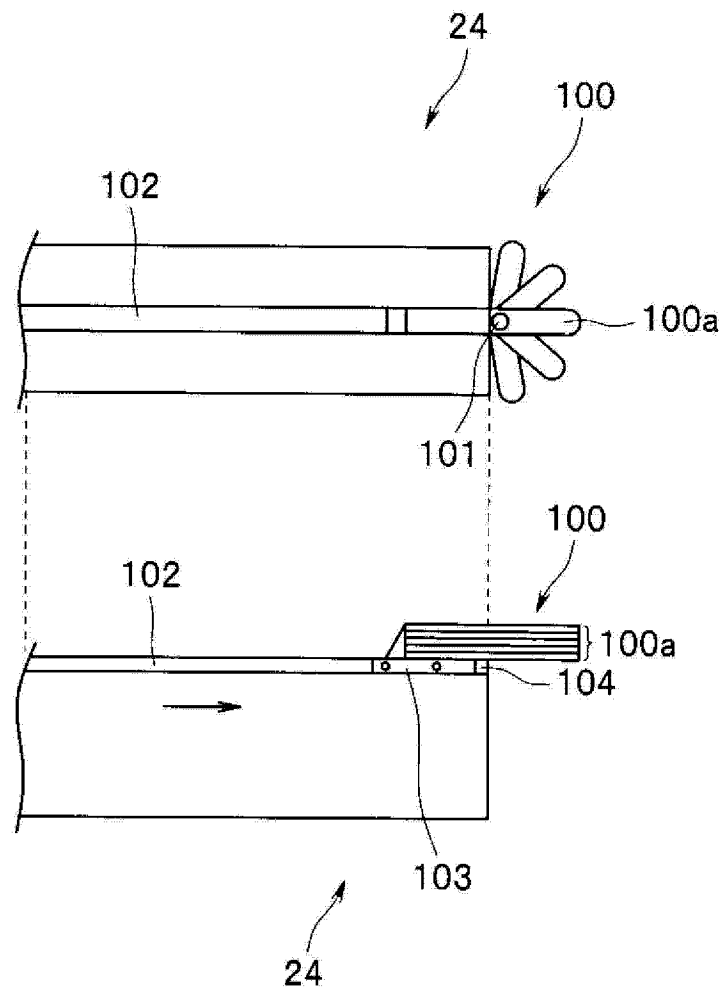


图 7

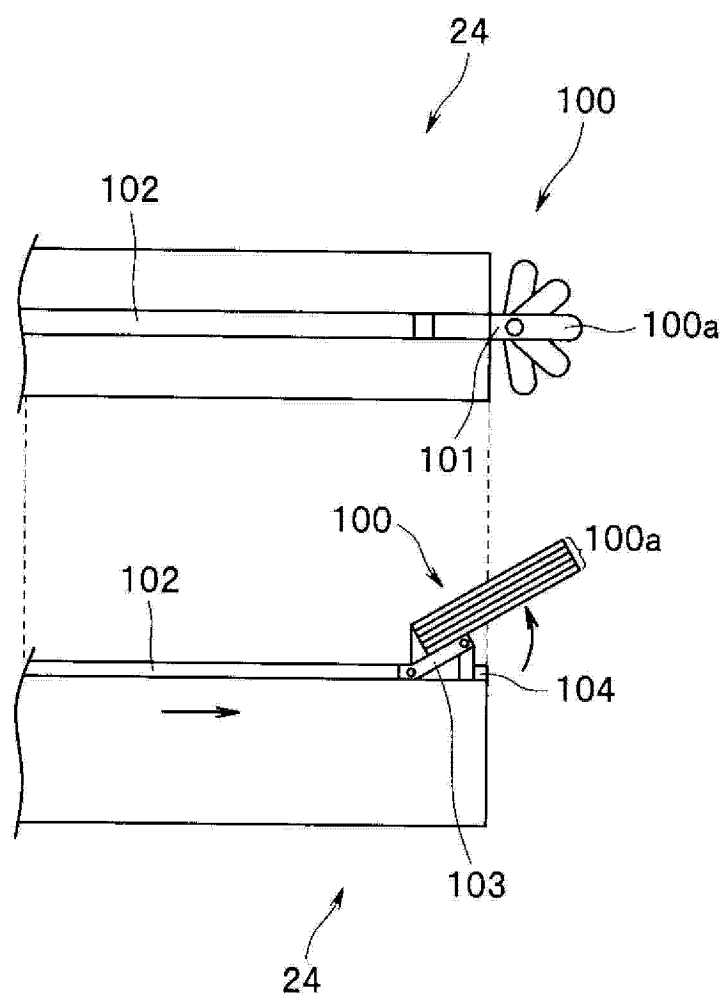


图 8

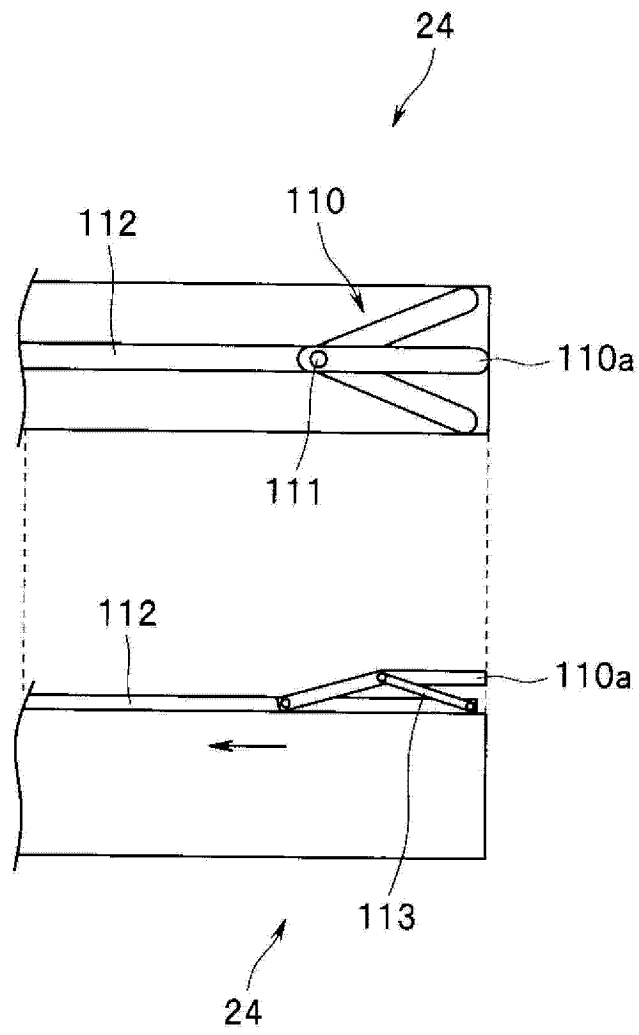


图 9

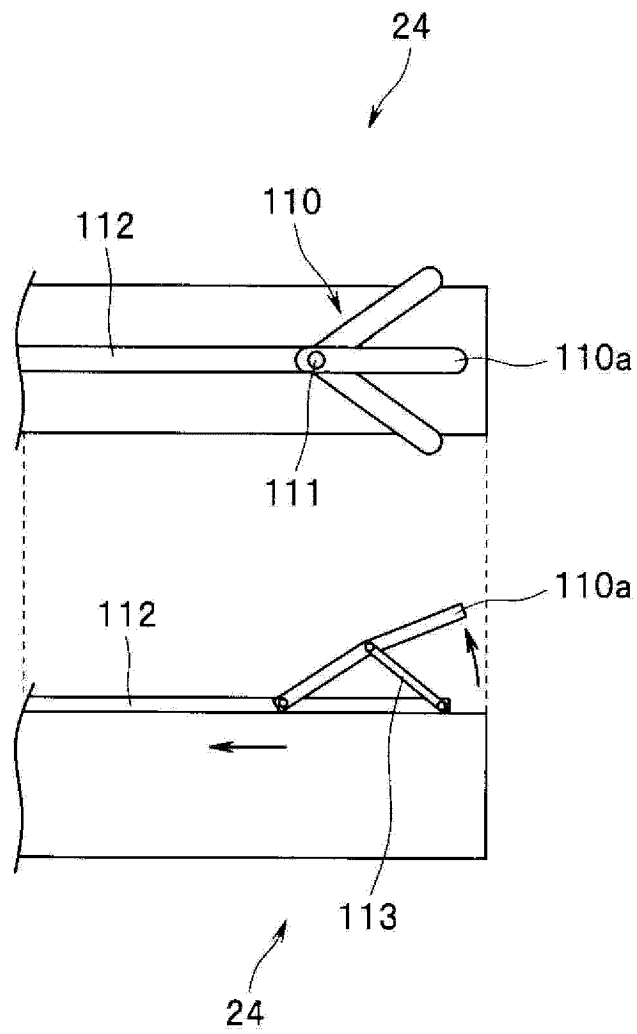


图 10

专利名称(译)	医用系统		
公开(公告)号	CN103781396A	公开(公告)日	2014-05-07
申请号	CN201280043805.3	申请日	2012-10-11
[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)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	梅本义孝 冈本康弘		
发明人	梅本义孝 冈本康弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 A61B17/02		
CPC分类号	A61B1/00002 A61B1/00009 A61B1/0016 A61B1/0051 A61B1/018 A61B1/32 A61B17/0218 A61B2017/00296 G02B23/2423 G02B23/2476		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2012030725 2012-02-15 JP		
其他公开文献	CN103781396B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

医用系统具有：内窥镜，其具备插入部和拍摄部，该插入部能够插入到被检者的体腔内，该拍摄部设于插入部的顶端部；压排部，在插入部插入到被检者的体腔内时，该压排部能够对存在于顶端部的周边的组织进行压排；运算部，其获取与拍摄部所拍摄到的图像的亮度有关的亮度信息，进而判断该获取到的亮度信息是否满足预定的条件；以及驱动部，根据运算部的判断结果，该驱动部实施或者停止用于驱动压排部的动作。

