

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/005 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810190528.4

[43] 公开日 2009 年 8 月 5 日

[11] 公开号 CN 101496713A

[22] 申请日 2008.12.30

[21] 申请号 200810190528.4

[30] 优先权

[32] 2008.1.31 [33] JP [31] 2008-021323

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 杉山勇太

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

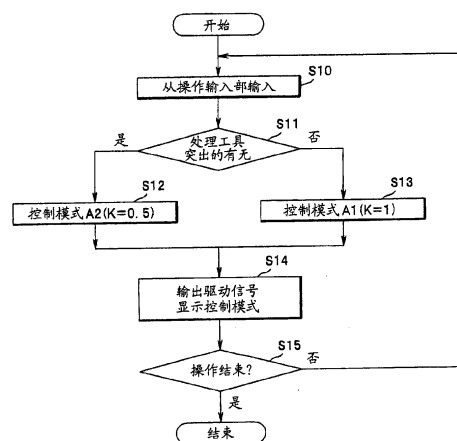
权利要求书 3 页 说明书 21 页 附图 19 页

[54] 发明名称

医疗器具

[57] 摘要

本发明提供一种具有能动弯曲部的医疗器具，该医疗器具具有：插入部，其具有处理工具突出部，并在比处理工具突出部更靠近基端部侧具有能动弯曲部；操纵杆，其输入所述能动弯曲部的操作；驱动部，其驱动所述能动弯曲部；以及控制部，其控制所述操纵杆和所述驱动部，其中，所述控制部使用从多个不同的控制模式中选择的一个控制模式进行控制。



1. 一种医疗器具，该医疗器具具有以下：

插入部，其是插入到被检体内的细长的插入部，所述插入部在基端部侧具有插入处理工具的处理工具插入口，所述插入部在前端部具有处理工具突出部，所述处理工具从所述处理工具突出部中突出，所述插入部比所述前端部的所述处理工具突出部更靠近基端部侧具有能动弯曲部；

输入单元，其输入所述能动弯曲部的操作；

驱动单元，其根据来自所述输入单元的操作信号来驱动所述能动弯曲部；以及

控制单元，其使用从多个不同的控制模式中所选择的一个控制模式来控制所述驱动单元和所述输入单元。

2. 根据权利要求1所述的医疗器具，其特征在于，所述控制单元使用从驱动速度、动作转矩、弯曲范围、控制方式或自由度中的某个不同的所述多个不同的控制模式中所选择的所述一个控制模式来对所述驱动单元进行控制。

3. 根据权利要求1所述的医疗器具，其特征在于，所述控制单元使用从响应速度、检测范围、可动范围或反作用力中的某个不同的所述多个不同的控制模式中所选择的所述一个控制模式来对所述输入单元进行控制。

4. 根据权利要求1所述的医疗器具，其特征在于，所述医疗器具具有突出检测单元，该突出检测单元检测所述处理工具有无从所述处理工具突出部突出；

所述控制单元根据来自所述突出检测单元的信息，选择所述一个控制模式。

5. 根据权利要求1所述的医疗器具，其特征在于，所述医疗器具具有插入检测单元，该插入检测单元检测所述处理工具有无插入到所述处理工具插入口内；

所述控制单元根据来自所述插入检测单元的信息，选择所述一个控制模式。

6. 根据权利要求4所述的医疗器具，其特征在于，所述多个控制模式是驱动速度不同的控制模式；

5 在根据来自所述突出检测单元的信息检测出所述处理工具从所述处理工具突出口突出的情况下，所述控制单元选择与所述处理工具未从所述处理工具突出口突出的情况相比驱动速度慢的控制模式。

7. 根据权利要求1所述的医疗器具，其特征在于，所述医疗器具具有突出量检测单元，该突出量检测单元检测所述处理工具从所述处理工
10 具突出口起的突出量；

所述控制单元根据来自所述突出量检测单元的信息，按照所述处理工具从所述处理工具突出口起的突出量来选择所述一个控制模式。

8. 根据权利要求7所述的医疗器具，其特征在于，所述多个控制模式是驱动速度不同的控制模式；

15 所述控制单元根据来自所述突出量检测单元的信息，随着所述处理工具从所述处理工具突出口起的突出量增大，选择驱动速度慢的控制模式。

9. 根据权利要求1所述的医疗器具，其特征在于，所述医疗器具具有种类检测单元，该种类检测单元检测从所述处理工具插入口插入的所述处理工具的种类；
20

所述控制单元根据所述种类检测单元的信息来选择所述一个控制模式。

10. 根据权利要求2所述的医疗器具，其特征在于，所述控制单元在所述插入部向所述被检体内插入时或在观察时选择的所述一个控制模式与
25 所述控制单元在利用所述处理工具进行处理时选择的所述一个控制模式不同。

11. 根据权利要求10所述的医疗器具，其特征在于，所述多个控制模式是驱动速度不同的控制模式，所述控制单元在利用所述处理工具进行处理时，选择与
所述插入部向所述被检体内插入时或观察时相比驱动

速度慢的控制模式。

12. 根据权利要求 1 所述的医疗器具，其特征在于，所述医疗器具具有控制模式输入单元。

13. 根据权利要求 1 所述的医疗器具，其特征在于，所述医疗器具
5 是能动内窥镜装置。

14. 根据权利要求 1 所述的医疗器具，其特征在于，所述医疗器具是能动导管装置。

15. 根据权利要求 14 所述的医疗器具，其特征在于，所述能动导管在内窥镜的通道内插通。

10 16. 根据权利要求 1 所述的医疗器具，其特征在于，所述医疗器具具有控制模式显示单元，该控制模式显示单元显示所选择的所述一个控制模式。

医疗器具

5 技术领域

本发明涉及一种医疗器具，特别是涉及具有处理工具从其前端部的处理工具突出口突出并插入到被检体内的细长的插入部和能动弯曲部的医疗器具。

10 背景技术

内窥镜通过将细长的插入部插入到体腔内来观察体腔内脏器等，并使用在处理工具通道内插通（插穿）的处理工具来进行各种治疗处理。并且，在工业领域中，内窥镜通过将细长的插入部插入到内部，能观察或检查锅炉、涡轮、发动机或者化学设备等的内部损伤和腐蚀等。

15 这种内窥镜在细长的插入部的前端部连设有自由弯曲的弯曲部。为使内窥镜的弯曲部弯曲，广泛使用所谓手动驱动方式的内窥镜，即：手术者操作设置在操作部上的弯曲操作杆，来直接牵引或松弛在插入部内插通并固定在弯曲部上的金属线（wire）。

与此相对，在日本特开昭 61-92650 号公报中公开了一种具有能动
20 弯曲部的电动内窥镜，该能动弯曲部可通过电动机等驱动单元来牵引固定在弯曲部上的金属线或使该金属线松弛。在电动内窥镜中，手术者操作操纵杆等来弯曲输入单元，从而将能动弯曲部的弯曲方向和弯曲速度例如作为弯曲量来输入。然后，根据所输入的弯曲量来控制的电动机牵引或松弛弯曲操作金属线，从而使弯曲部进行弯曲动作。

25 在手动驱动方式的内窥镜中，手术者无意间会使弯曲部的弯曲操作进行各种变化。例如，在将内窥镜的前端部插入到体内的目标部位之前的插入时，或者在检查大范围的观察时，加快了弯曲速度且进行大幅弯曲以便能够快速插入，与此相对，在前端部被插入到目标部位、且在进行观察的同时使用在通道内插通的处理工具来进行各种治疗处理的处理

时，减慢弯曲速度且进行小幅慎重地弯曲。并且，手术者根据在通道内插通的处理工具的种类，无意间会使弯曲部的弯曲操作进行各种变化。例如，在处理工具是钳子的情况下，使弯曲部快速移动，在是电手术刀的情况下慎重地缓慢移动。即，内窥镜的弯曲部在插入时和处理时进行着完全不同的使用方式。并且，这样，在手动驱动方式的内窥镜中，手术者在插入时和处理时对弯曲部的使用方式、即弯曲操作发生很大变化，从而在确保处理的准确性的同时，缩短了处理所需要的时间，减轻了患者的负担。

在电动内窥镜中，手术者可通过操纵杆等操作输入单元的操作，来改变弯曲速度。例如，多数情况是，当大幅倾斜操纵杆时弯曲速度加快，当仅稍微倾斜操纵杆时弯曲速度减慢。然而，在电动内窥镜中，手术者不能对应于内窥镜的使用状态来进行无意的各种弯曲操作变化，针对固定的操作输入总是仅以固定的弯曲部驱动来应对，例如针对固定的操纵杆的倾斜角度总是仅以固定的弯曲速度来应对。因此，使用电动内窥镜如手动驱动方式的内窥镜中的手动控制那样有效地进行处理是不容易的，电动内窥镜的操作需要熟练。并且，在使用处理工具来进行各种治疗处理时，如果手术者误操作了操作输入单元，还可能进行意想不到的大幅弯曲驱动。

20 发明内容

根据本发明，可实现一种具有能够进行有效处理的能动弯曲部的医疗器具。

为了达到上述目的，本发明的医疗器具具有：插入部，其是插入到被检体内的细长的插入部，该插入部在基端部侧具有插入处理工具的处理工具插入口，在前端部具有处理工具突出部，所述处理工具从该处理工具突出部中突出，所述插入部在比所述前端部的所述处理工具突出部更靠近基端部侧具有能动弯曲部；输入单元，其输入所述能动弯曲部的操作；驱动单元，其根据来自所述输入单元的操作信号驱动所述能动弯曲部；以及控制单元，其控制所述驱动单元和所述输入单元，其中，所

述控制单元使用从多个不同的控制模式中所选择的一个控制模式来进行控制。

附图说明

5 图 1 是第 1 实施方式的内窥镜装置的结构图。

图 2A 是第 1 实施方式的电动内窥镜的前端部的截面图。

图 2B 是第 1 实施方式的电动内窥镜的前端部的截面图。

图 3A 是用于说明第 1 实施方式的电动内窥镜的能动弯曲部的动作的立体图。

10 图 3B 是用于说明第 1 实施方式的电动内窥镜的能动弯曲部的动作的立体图。

图 3C 是用于说明第 1 实施方式的电动内窥镜的能动弯曲部的动作的立体图。

15 图 3D 是用于说明第 1 实施方式的电动内窥镜的能动弯曲部的动作的立体图。

图 3E 是用于说明第 1 实施方式的电动内窥镜的能动弯曲部的动作的立体图。

图 4A 是用于说明第 1 实施方式的操纵杆的操作的侧视图。

图 4B 是用于说明第 1 实施方式的操纵杆的操作的侧视图。

20 图 4C 是用于说明第 1 实施方式的操纵杆的操作的侧视图。

图 5 是示出第 1 实施方式的内窥镜装置的结构框图。

图 6 是用于说明第 1 实施方式的控制部的动作流程的流程图。

图 7 是示出第 2 实施方式的内窥镜装置的结构框图。

25 图 8A 是用于说明第 2 实施方式的与电动内窥镜的能动弯曲部的弯曲对应的、由处理工具的突出量引起的处理工具的前端部移动量的差异的说明图。

图 8B 是用于说明第 2 实施方式的与电动内窥镜的能动弯曲部的弯曲对应的、由处理工具的突出量引起的处理工具的前端部移动量的差异的说明图。

图8C是用于说明第2实施方式的与电动内窥镜的能动弯曲部的弯曲对应的、由处理工具的突出量引起的处理工具的前端部移动量的差异的说明图。

图9是用于说明第2实施方式的控制部的动作流程的流程图。

5 图10是用于说明第2实施方式的控制部的控制模式的图。

图11是示出第3实施方式的内窥镜装置的结构框图。

图12是用于说明第3实施方式的控制部的动作流程的流程图。

图13是示出第4实施方式的内窥镜装置的结构框图。

图14A是用于说明第4实施方式的控制部的动作流程的流程图。

10 图14B是用于说明第4实施方式的控制部的动作流程的流程图。

图14C是用于说明第4实施方式的控制部的动作流程的流程图。

图15A是用于说明第4实施方式的变形例的由操纵杆的控制模式引起的检测范围的差异的侧视图。

15 图15B是用于说明第4实施方式的变形例的由操纵杆的控制模式引起的检测范围的差异的侧视图。

图15C是用于说明第4实施方式的变形例的由操纵杆的控制模式引起的检测范围的差异的侧视图。

图15D是用于说明第4实施方式的变形例的由操纵杆的控制模式引起的检测范围的差异的侧视图。

20 图16是示出第5实施方式的内窥镜装置的结构框图。

图17是示出第6实施方式的能动导管装置的结构图。

图18是用于说明第6实施方式的能动导管的结构立体图。

具体实施方式

25 <第1实施方式>

以下，参照附图来说明本发明第1实施方式的医疗器具即内窥镜装置1。

<内窥镜装置的结构>

首先，使用图1、图2A和图2B来说明本实施方式的内窥镜装置1。

图1是本实施方式的内窥镜装置1的结构图，图2A和图2B是本实施方式的电动内窥镜2的前端部12的截面图。内窥镜装置1具有：电动内窥镜2，其在插入到被检体内VA的细长的插入部10的前端部12具有能动弯曲部（可动弯曲部）11；作为输入单元的操纵杆40，其通过手术者输入能动弯曲部11的操作；作为驱动单元的驱动部4，其驱动能动弯曲部11；以及作为控制单元的控制部30，其控制操纵杆40和驱动部4。插入部10具有供处理工具5从基端部侧的处理工具插入口13插入、且从前端部12的处理工具突出口14突出（伸出）的通道。然后，能动弯曲部11配设在处理工具突出口14的基端部侧。

10 另外，内窥镜装置1在插入部10的前端部12具有作为摄像单元的CCD（电荷耦合器件）15，CCD15拍摄的目标部位3的拍摄图像通过未作图示的视频处理器显示在未作图示的监视器上。

在本实施方式的电动内窥镜2的前端部12的处理工具突出口14处配设有突出检测单元，该突出检测单元用于检测处理工具5是否从处理工具突出口14突出。例如如图2A和图2B所示，突出检测单元是开关16。如图2B所示，配设在处理工具突出口14附近的通道上的小型开关16被在通道内插通（贯穿、插装）的处理工具5按压，从而检测出处理工具5已从处理工具突出口14突出。另外，作为突出检测单元，不限于上述开关16，可以使用接近传感器等传感器、以及通过CCD、X射线、15 超声波、CT或MRI（核磁共振成像）等的图像的图像处理来检测的图像检测单元等各种检测单元。

另外，在电动内窥镜2的前端部12插入到被检体内VA的目标部位3之后，在处理工具5从处理工具插入口13插入、或者在完全容纳于电动内窥镜2的插入部10内的通道中的状态下，前端部12被插入到目标部位3。然后，在达到开始处理目标部位3的阶段之后，处理工具5从处理工具突出口14突出而予以使用。

下面，使用图3A～图3E来说明能动弯曲部11的动作。图3A～图3E是用于说明能动弯曲部11的动作的立体图。如图3A～图3E所示，能动弯曲部11具有朝上方（图3B）、下方（图3C）、左方（图3D）和右

方(图3E)这四个方向自由弯曲的结构。显然,能动弯曲部11可以朝相互垂直的两个方向同时弯曲,从而能够朝倾斜方向弯曲。

手术者使输入能动弯曲部11的操作的输入单元即操纵杆40的杆40A朝前、后、左或右倾斜,从而将能动弯曲部11的弯曲方向分别作为朝上、下、左或右的弯曲方向操作信号输入到控制部30。并且,例如根据手术者使杆40A从垂直方向倾斜的角度将弯曲速度操作信号输入到控制部30。另外,输入能动弯曲部11的操作的输入单元不限于操纵杆40,能够使用主臂、键盘、鼠标等公知的输入单元。

下面,使用图4A~图4C说明操纵杆40的操作。图4A~图4C是用于说明操纵杆40的操作的侧视图。如图4A所示,当把杆40A的最大倾斜角 θ_{\max} 的情况设定为最大弯曲速度 V_{\max} 时,例如倾斜角 θ_{α} 时的弯曲速度 V_{α} 由下式定义。

$$V_{\alpha}=K(\theta_{\alpha}/\theta_{\max})\times V_{\max} \quad \cdots\cdots (\text{式}1)$$

这里,在式1中,K是后述的弯曲速度所涉及的参数,参数不同的控制模式是相互不同的控制模式。

控制部30将从操纵杆40输出到控制部30的信号作为驱动信号输出到驱动部4,驱动部4根据驱动信号使能动弯曲部11驱动即弯曲。

在本实施方式的内窥镜装置1中,驱动部4根据由控制部30从驱动速度不同的多个控制模式中所选择的一个控制模式来驱动。在以驱动速度不同的多个控制模式中的任一模式来驱动的驱动部4即使在操纵杆40将相同倾斜角度 θ 时的信号输出到控制部30的情况下,也以根据控制模式而不同的驱动速度来驱动。

而且,本实施方式的内窥镜装置1的控制部30根据来自突出量检测部即开关16的信号,在处理工具5从处理工具突出口14突出的情况下,选择与突出前相比驱动速度慢的控制模式,并将驱动速度慢的驱动信号输出到驱动部4。反过来说,在处理工具5未从处理工具突出口14突出的情况下,选择与突出后相比驱动速度快的控制模式,并将驱动速度快的驱动信号输出到驱动部4。

以下,使用图4A~图4C、图5和图6来详细说明内窥镜装置1的

控制部 30 的动作。图 5 是示出内窥镜装置 1 的结构的框图，图 6 是用于说明控制部 30 的动作流程的流程图。

如图 5 所示，内窥镜装置 1 包括：驱动部 4，其驱动能动弯曲部 11；控制部 30，其根据来自操纵杆 40 的信号，将驱动信号输出到驱动部；开关 16，其检测处理工具 5 有无从处理工具突出口 14 突出；以及控制模式显示部 31，其显示控制部 30 的控制模式。控制模式显示部 31 是用于向手术者告知控制部 30 选择的控制模式的控制模式显示单元。作为控制模式单元能使用：使分别记载有控制模式名称的 LED 中的、控制部 30 所选择的控制模式的 LED 亮灯的显示部；或者在显示内窥镜图像的监视器上一起显示内窥镜图像和控制模式名称的显示部等。以下，作为控制模式单元，使用 LED 的控制模式显示部 31 来进行说明。

由于手术者能使用控制模式显示部 31 来确认控制部 30 所选择的控制模式并进行处理，因而内窥镜装置 1 的操作性良好。

下面，使用图 6 说明控制部 30 的动作流程。另外，在以下说明中仅说明能动弯曲部 11 的弯曲速度。

<步骤 S10>

作为操作输入部的操纵杆 40 的杆 40A 由手术者倾斜 $\theta\alpha$ ，从而从操纵杆 40 将操作信号输入到控制部 30。

<步骤 S11>

作为突出检测单元的开关 16 检测处理工具 5 有无从处理工具突出口 14 突出，并将检测信息输出到控制部 30。内窥镜装置 1 的控制部 30 根据所述检测信息，从两个控制模式 A1 和 A2 中选择任一控制模式。

<步骤 S12>

在是处理工具 5 从处理工具突出口 14 突出的检测信息的情况下，内窥镜装置 1 的控制部 30 根据所述检测信息来选择控制模式 A2。这里，如图 4C 所示，控制模式 A2 是与弯曲速度相关的参数 K 为 1/2 即 0.5 的控制模式，这里称为处理模式。处理模式是处理时的控制模式。在处理模式时，控制部 30 输出以下信号作为驱动速度信号 $V\alpha2$ 。

$$V\alpha2 = 0.5 \times (\theta\alpha / \theta_{\max}) \times V_{\max} \quad \cdots \cdots (\text{式 } 2)$$

<步骤 S13>

在是处理工具 5 未从处理工具突出口 14 突出的检测信息的情况下，内窥镜装置 1 的控制部 30 根据所述检测信息选择控制模式 A1。这里，如图 4B 所示，控制模式 A1 是与弯曲速度相关的参数 K 为 1 的控制模式，
5 这里称为插入模式。即，插入模式是插入部 10 的插入时的控制模式。在插入模式时，控制部 30 输出以下信号作为驱动速度信号 $V_{\alpha 1}$ 。

$$V_{\alpha 1} = 1 \times (\theta_{\alpha} / \theta_{\max}) \times V_{\max} \quad \cdots \cdots (\text{式 } 3)$$

<步骤 S14>

内窥镜装置 1 的控制部 30 将驱动速度信号 $V_{\alpha 1}$ 或 $V_{\alpha 2}$ 输出到驱动
10 部。如上所述， $V_{\alpha 2} = 0.5 \times V_{\alpha}$ ，在处理工具 5 从处理工具突出口 14 突出时的驱动速度信号 $V_{\alpha 2}$ 的驱动速度是未突出时的驱动速度信号 $V_{\alpha 1}$ 的驱动速度的一半，换句话说，处理模式的操纵杆 40 的移动速度的输入分辨率是插入模式时的 2 倍。

并且，控制部 30 使控制模式显示部 31 的、与所选择的控制模式 A1
15 或 A2 对应的 LED 亮灯。

<步骤 S16>

在操作未结束的情况下，控制部 30 重复从步骤 S10 起的处理。

在内窥镜装置 1 中，即使操纵杆 40 的杆 40A 的倾斜角度同是 θ_{α} ，在处理工具 5 从处理工具突出口 14 突出的情况下，弯曲速度也自动成为
20 突出前的 1/2。换句话说，在内窥镜装置 1 中，在处理工具 5 从处理工具突出口 14 突出的情况下，在以大的动作来操作杆 40A 的同时，能进行更细微的弯曲速度调整，同时，最大弯曲速度为 $(1/2) V_{\max}$ 。

即，控制部 30 在插入部 10 向被检体内 VA 插入时或者观察时，以及在利用处理工具 5 进行处理时，从驱动速度不同的控制模式中选择一
25 个控制模式，在利用处理工具 5 进行处理时，控制部 30 选择与插入部 10 向被检体内 VA 插入时或者观察时相比驱动速度慢的控制模式。

因此，本实施方式的内窥镜装置 1 在可将前端部 12 迅速插入到目标部位 3、且使处理工具 5 从处理工具突出口 14 突出以进行各种治疗处理时，在操纵杆 140 的相同操作下，能动弯曲部 11 的弯曲速度慢，所以容

易进行细微的速度指定，从而能提高处理的准确性，使操作性良好。

并且，关于内窥镜装置1，即使手术者误操作操纵杆40而使杆40A大幅倾斜，但是在处理时，由于能动弯曲部11的弯曲速度慢，因而容易校正。

5 <第2实施方式>

以下，参照附图说明本发明的第2实施方式的医疗器具即内窥镜装置1B。本实施方式的内窥镜装置1B的基本结构与第1实施方式的内窥镜装置1大致相同，因而对相同的构成要素附上相同标号并省略说明。

图7是示出本实施方式的内窥镜装置1B的结构的框图，图8A~图10 8C是用于说明与能动弯曲部的弯曲对应的、由处理工具5从处理工具突出出口14起的突出量d引起的处理工具5的前端部移动量的差异的说明图，图9是用于说明内窥镜装置1B的控制部30的动作流程的流程图，图10是用于说明内窥镜装置1B的控制部30的控制模式的图。

如图7所示，内窥镜装置1B包括：驱动部4，其驱动能动弯曲部11；15 控制部30，其根据来自操纵杆40的操作信号，将驱动信号输出到驱动部；编码器16B，其是突出量检测单元；以及控制模式显示部31，其显示控制部30的控制模式。

编码器16B检测处理工具5从处理工具突出出口14起的突出量，编码器16B例如使用设置在处理工具插入口13附近的磁传感器和配设在处理工具5的长度方向上的磁刻度尺，来测量插入到处理工具插入口13内的20 处理工具5的长度，根据插入的处理工具5的长度与通道长度之差来检测突出量。作为突出量检测单元，不限于所述的磁式编码器16B，可以使用光学式编码器、以及通过CCD、X射线、超声波、CT或MRI等的图像的图像处理来检测的图像检测单元等各种检测单元。

25 这里，使用图8A~图8C来说明由能动弯曲部的弯曲引起的、以及由处理工具5从处理工具突出出口14起的突出量d引起的处理工具5的前端部移动量的差异。在能动弯曲部11弯曲了 θ 的情况下，且如图8A所示突出量少至d1的情况下，处理工具5的前端部仅移动L1；而如图8B所示，在突出量是d2的情况下，处理工具5的前端部移动L2；如图8C

所示,在突出量大至 d_3 的情况下,处理工具 5 的前端部移动 L_3 。即,在处理工具 5 中进行实际处理的前端部的移动速度不仅根据能动弯曲部 11 的弯曲速度,而且根据突出量 d 而有所不同。

下面,使用图 9 来说明控制部 30 的动作流程。另外,在以下说明中
5 仅说明能动弯曲部 11 的弯曲速度。

<步骤 S20>

由手术者使操作输入部即操纵杆 40 的杆 40A 倾斜 $\theta\alpha$,从而将操作信号输入到控制部 30。

<步骤 S21>

10 突出量检测单元即编码器 16B 检测处理工具 5 从处理工具突出口 14 的突出量,将检测信息输入到控制部 30。

<步骤 S22>

内窥镜装置 1B 的控制部 30 根据所述检测信息,从 3 个控制模式 B1、B2、B3 中选择任一控制模式。

15 <步骤 S23>

在处理工具 5 未从处理工具突出口 14 突出,即突出量 $d \leq 0$ 的检测信息的情况下,内窥镜装置 1B 的控制部 30 根据所述检测信息选择控制模式 B1。

这里,如图 10 所示,控制模式 B1 是与弯曲速度相关的参数 K 为 1
20 的控制模式。因此,内窥镜装置 1B 的控制部 30 输出以下信号作为驱动速度信号 $V\beta_1$ 。

$$V\beta_1 = 1 \times (\theta\alpha/\theta_{\max}) \times V_{\max} \quad \cdots \cdots \text{(式 4)}$$

<步骤 S24>

在处理工具 5 从处理工具突出口 14 突出、且突出量 d 是 $0 < d < 50 \text{ mm}$
25 的检测信息的情况下,内窥镜装置 1B 的控制部 30 根据所述检测信息选择控制模式 B2。

这里,控制模式 B2 是与弯曲速度相关的参数 K 为 $f(d)$ 、即 d 的函数的控制模式。因此,内窥镜装置 1B 的控制部 30 输出以下信号作为驱动速度信号 $V\beta_2$ 。

$$V\beta 2 = f(d) (\theta\alpha / \theta_{\max}) \times V_{\max} \quad \dots\dots (式 5)$$

这里，例如如图 10 所示， $f(d)$ 是在 $d=0$ 时 $K=0.5$ 、 $D=50$ mm 时 $K=0.25$ 、且 $0 < d < 50$ mm 的范围下的 K 由连接所述 2 点的直线表示的线性函数。即， K 随着突出量 d 的增加而减小。

5 <步骤 S25>

在处理工具 5 从处理工具突出口 14 起的突出量 d 是 $d \geq 50$ mm 的检测信息的情况下，内窥镜装置 1B 的控制部 30 根据所述检测信息选择控制模式 B3。

这里，控制模式 B2 是与弯曲速度相关的参数 K 为 $(1/4)$ 的控制模式。因此，控制部 30 输出以下信号作为驱动速度信号 $V\beta 3$ 。

$$V\beta 3 = 0.25 (\theta\alpha / \theta_{\max}) \times V_{\max} \quad \dots\dots (式 6)$$

10 <步骤 S26>

内窥镜装置 1B 的控制部 30 将驱动速度信号 $V\beta 1$ 、 $V\beta 2$ 或 $V\beta 3$ 输出到驱动部 4。如上所述，是 $0.5 \times V\alpha < V\beta 2 < 0.25 \times V\alpha$ ，或者 $V\beta 3 = 0.25$
15 $\times V\alpha$ 。因此，驱动部 4 的驱动速度随着处理工具 5 从处理工具突出口 14 的突出量 d 增大而减慢、或者至少是固定的。

并且，控制部 30 使控制模式显示部 31 的与所选择的控制模式 B1、B2 或 B3 对应的 LED 亮灯。

20 <步骤 S27>

在操作未结束的情况下，控制部 30 重复从步骤 S20 开始的处理。

另外，上述的 $f(d)$ 是线性函数，然而可以不限于线性函数，而是包含三角函数的公式和其他函数式。并且，控制部 30 随着突出量 d 的增加，从 3 个控制模式中依次选择移动速度慢的控制模式，然而可以从两个控制模式中选择一个控制模式，也可以从四个以上的控制模式中选择
25 一个控制模式。

在内窥镜装置 1B 中，即使操纵杆 40 的杆 40A 的倾斜角度同是 $\theta\alpha$ ，但根据处理工具 5 从处理工具突出口 14 起的突出量 d ，即突出量 d 增加时，弯曲速度也自动变化，突出量 d 越大，弯曲速度就越慢，或者至少是固定的。

因此,本实施方式的内窥镜装置 1B 除了第 1 实施方式的内窥镜装置 1 具有的效果以外,还有即使在处理工具 5 从处理工具突出口 14 大幅突出的情况下,也不会由此而使处理工具 5 的前端部大幅移动。因此,在内窥镜装置 1B 中,即使在处理工具 5 从处理工具突出口 14 大幅突出的情况下,手术者也容易进行细微的速度指定,从而能够提高处理的准确性,使操作性良好。

<第 3 实施方式>

以下,参照附图来说明本发明的第 3 实施方式的医疗器具即内窥镜装置 1C。本实施方式的内窥镜装置 1C 的基本结构与第 1 实施方式的内窥镜装置 1 大致相同,因而对相同的构成要素附上相同标号并省略说明。

图 11 是示出本实施方式的内窥镜装置 1C 的结构的框图,图 12 是用于说明控制部 30 的动作流程的流程图。

如图 11 所示,内窥镜装置 1C 包括以下,即:驱动部 4,其驱动能动弯曲部 11;控制部 30,其根据来自操纵杆 40 的操作信号,将驱动信号输出到驱动部;开关 16,其检测处理工具 5 有无从处理工具突出口 14 突出;IC 标签检测部 16C,其是种类检测单元;以及控制模式显示部 31,其显示控制部 30 的控制模式。

并且,在能插通到内窥镜装置 1C 的通道内的 3 种处理工具 5A、5B 和 5C 上分别配设有用于识别处理工具的种类的 IC 标签。例如,处理工具 A 是前端部大的把持钳子,处理工具 B 是前端部小的把持钳子,处理工具 C 是高频电手术刀。

IC 标签检测部 16C 例如设置在处理工具插入口 13 附近,并以非接触方式检测配设在插通于通道内的处理工具 5A、5B 或 5C 的后端的 IC 标签的信息。作为种类检测单元不限于 IC 标签检测部,可以是条形码阅读器、具有无线通信功能的识别标签检测部等。

下面,使用图 12 说明控制部 30 的动作流程。另外,在以下说明中仅说明能动弯曲部 11 的弯曲速度。

<步骤 S30>

当从处理工具插入口 13 将处理工具 A、B 或 C 插通到电动内窥镜

2C 的通道内时, IC 标签检测部 16C 检测该处理工具的种类, 并作为处理工具种类信息输出到控制部 30。

<步骤 S31>

通过手术者使作为操作输入部的操纵杆 40 的杆 40A 倾斜 $\theta\alpha$, 从而
5 将操作信号输入到控制部 30。

<步骤 S32>

作为突出检测单元的开关 16 检测处理工具 5 有无从处理工具突出口 14 突出, 并将检测信息输出到控制部 30。控制部 30 根据所述突出检测信息选择控制模式。

10 <步骤 S33>

在为处理工具 5 未从处理工具突出口 14 突出的检测信息的情况下, 内窥镜装置 1C 的控制部 30 根据所述检测信息选择控制模式 C1。C1 是与弯曲速度相关的参数 K 为 1 的控制模式。

<步骤 S34、S35>

15 在为处理工具 5 从处理工具突出口 14 突出的突出检测信息的情况下, 内窥镜装置 1C 的控制部 30 根据所述处理工具种类检测信息选择控制模式 C2、C3、C4 中的任一个。即, 在处理工具种类信息是处理工具 A 的情况下, 内窥镜装置 1C 的控制部 30 选择控制模式 C2。C2 是与弯曲速度相关的参数 K 为 0.75 的控制模式。

20 <步骤 S36、S37>

在处理工具种类信息是处理工具 B 的情况下, 内窥镜装置 1C 的控制部 30 选择控制模式 C3。C3 是与弯曲速度相关的参数 K 为 0.50 的控制模式。

<步骤 S38、S39>

25 在处理工具种类信息是处理工具 C 的情况下, 内窥镜装置 1C 的控制部 30 选择控制模式 C4。C4 是与弯曲速度相关的参数 K 为 0.25 的控制模式。

另外, 在处理工具种类信息不是处理工具 A、B 和 C 中的任一个的情况下, 控制部 30 回到步骤 S30, 再次确认处理工具的种类。

<步骤 S40>

控制部 30 将各个控制模式的驱动速度信号输出到驱动部。

并且,控制部 30 使控制模式显示部 31 的、与所选择的控制模式 C1、C2、C3 或 C4 对应的 LED 亮灯。

5 <步骤 S41>

在操作未结束的情况下,控制部 30 重复从步骤 S10 开始的处理。

在内窥镜装置 1C 中,即使操纵杆 40 的杆 40A 的倾斜角度同是 $\theta\alpha$,也根据处理工具 5 的种类自动地使弯曲速度不同。即,即使手术者对操纵杆 40 进行同样的操作,前端部大的把持钳子即处理工具 A 容易比较大
10 地移动,前端部小的把持钳子即处理工具 B 容易比较慢地移动,高频电手术刀即处理工具 C 可进行细微地移动。即,以组织的切开或剥离等为目的的高频电手术刀等处理工具需要准确的动作,用于进行把持或散布等的处理工具等与高频电手术刀等的处理工具相比较不需要准确的动作,取而代之要求快速的动作。

15 本实施方式的内窥镜装置 1C 除了第 1 实施方式的内窥镜装置 1 具有的效果以外,还能以适合处理工具 5C 的种类的弯曲速度进行处理,因而能提高处理的准确性,使操作性良好。

<第 3 实施方式的变形例 1>

以下,说明本发明第 3 实施方式的变形例 1 的医疗器具即内窥镜装置 1C1。本变形例的内窥镜装置 1C1 的基本结构与第 2 实施方式的内窥镜装置 1C 大致相同,因而省略相同部分的说明。
20

本变形例的内窥镜装置 1C1 的电动内窥镜 2C1 在其插入部 10C1 的内部具有两条通道,能插通两个处理工具,同时使两个处理工具能够从前端部 12C1 突出来进行处理。

25 从 IC 标签检测部 16C 向内窥镜装置 1C1 的控制部 30 输入两个处理工具种类的信息,控制部 30 根据处理工具种类信息,选择与弯曲速度相关的参数 K 小的一方的控制模式、即弯曲速度慢的控制模式。例如,在高频电手术刀和把持钳子同时被在通道内插通的情况下,根据高频电手术刀的处理工具种类信息来选择控制模式。另外,优先选择哪个处理工

具种类信息的优先选择信息预先被输入到控制部 30。

由于内窥镜装置 1C1 从多个处理工具中选择优先位次高的控制模式，因而手术者能更准确地进行处理，使操作效率良好。

<第 3 实施方式的变形例 2>

5 以下，说明本发明的第 3 实施方式的变形例 2 的医疗器具即内窥镜装置 1C2。本变形例的内窥镜装置 1C2 的基本结构与第 2 实施方式的内窥镜装置 1C 大致相同，因而省略相同部分的说明。

在本变形例的内窥镜装置 1C2 的电动内窥镜 2C2 中，当从处理工具插入口 13 将处理工具 A、B 或 C 插通到电动内窥镜 2C 的通道内时，设
10 置在处理工具插入口 13 的插入检测单元即 IC 标签检测部 16C 在检测处理工具向处理工具插入口的插入的同时，还检测该处理工具的种类，并作为处理工具种类信息输出到控制部 30。于是，控制部 30 从处理工具 5 未从处理工具突出口 14 突出时起，根据该处理工具的种类，从移动速度不同的控制模式中选择与处理工具的种类对应的移动速度的控制模式。
15 因此，例如在插入后更换处理工具来进行别的处理等的情况下，操作性更加良好。

内窥镜装置 1C2 除了第 3 实施方式的内窥镜装置 1C 具有的效果以外，还由于将作为插入检测单元的 IC 标签检测部 16C 设置在处理工具插入口 13，因此容易安装且操作性良好。

20 另外，在第 1 实施方式的内窥镜装置 1、第 2 实施方式的内窥镜装置 1B、第 3 实施方式的内窥镜装置 1C 以及第 3 实施方式的变形例的内窥镜装置 1C1、1C2 中，对控制部 30 从驱动部 4 的驱动速度不同的多个控制模式中选择一个控制模式的例子作了说明。然而，控制部 30 选择的控制模式不仅是驱动速度不同的控制模式，只要是动作转矩、弯曲范围、
25 控制方式或自由度中的任一个不同的控制模式，就能取得本发明的效果。

例如，在为处理工具 5 从处理工具突出口 14 突出的检测信息的情况下，与为处理工具 5 未从处理工具突出口 14 突出的检测信息的情况相比，控制部 30 选择动作转矩更小的控制模式、或者能动弯曲部 11 能弯曲的最大角度，即弯曲范围更小的控制模式，从而手术者能更安全、更准确

地进行处理，因此操作性良好。

或者，例如在是处理工具 5 未从处理工具突出口 14 突出的检测信息的情况下，控制部 30 选择 PI（比例积分动作）控制作为控制方式，在是处理工具 5 从处理工具突出口 14 突出的检测信息的情况下，控制部 30
5 选择精度更高的 PD（比例微分动作）控制作为控制方式，从而手术者能更安全、更准确地进行处理，因此操作性良好。

并且，在插入部的多个部位具有能动弯曲部的电动内窥镜的情况下，通过使用限制了各个能动弯曲部的自由度的控制模式，来使操作性更加良好。

10 <第 4 实施方式>

以下，参照附图来说明本发明的第 2 实施方式的医疗器具即内窥镜装置 1D。本实施方式的内窥镜装置 1D 的基本结构与第 1 实施方式的内窥镜装置 1 大致相同，因而对相同的构成要素附上相同标号并省略说明。

图 13 是示出本实施方式的内窥镜装置 1D 的结构的框图，图 14A 图～
15 14C 是用于说明控制部 30 进行的操纵杆 40 的输入动作的变化的说明图。

如图 13 所示，内窥镜装置 1D 包括：驱动部 4，其驱动能动弯曲部 11；控制部 30，其根据来自操纵杆 40 的操作信号，将驱动信号输出到驱动部，而且控制作为输入单元的操纵杆 40；开关 16，其是突出检测单元；以及控制模式显示部 31，其显示控制部 30 的控制模式。

20 内窥镜装置 1D 与第 1 实施方式的内窥镜装置 1 不同，由控制部 30 以不同的控制模式来控制作为输入单元的操纵杆 40 而不是驱动部 4。另外，根据内窥镜装置 1D 的操纵杆 40 的杆 40A 的倾斜角度 θ 来操作能动弯曲部 11 的目标弯曲角度。

然后，如图 14A 所示，操纵杆 40 当被输入了杆 40A 的倾斜角度 θ
25 时，使用与倾斜角度 θ 成正比的比例增益 K_p 来控制在能动弯曲部弯曲到所输入的目标位移的弯曲角度为止的时间。例如，当把能动弯曲部 11 的目标位移设定为 ϕ_0 ，并把当前位移设定为 ϕ_d 时，操纵杆 40 输出到驱动部 4 的操作信号由以下的式 7 表示。

$$\text{OUT} = K_p \times (\phi_0 - \phi_d) \quad \dots\dots (\text{式 } 7)$$

然后，控制部 30 选择要输出什么样的比例增益 K_p 的操作信号这样的操纵杆 40 的控制模式。

即，如图 14B 所示，在是处理工具 5 未从处理工具突出 14 突出的检测信息的情况下，内窥镜装置 1D 的控制部 30 根据所述检测信息来选择控制模式 D1。例如，D1 是 $K_p=10$ 的控制模式。与此相对，在是处理工具 5 从处理工具突出 14 突出的检测信息的情况下，内窥镜装置 1D 的控制部 30 根据所述检测信息来选择控制模式 D2。例如，D2 是 $K_p=5$ 的控制模式。

由于控制部 30 选择的控制模式根据处理工具 5 有无从处理工具突出 14 突出而不同，因而操纵杆 40 根据处理工具 5 有无从处理工具突出 14 突出而将响应速度不同的操作信号输出到控制部 30。这里，响应速度是指在手术者使操纵杆 40 的杆 40B 倾斜到与目标弯曲角度对应的规定角度之后，能动弯曲部实际弯曲到目标弯曲将角度为止的时间。

因此，本实施方式的内窥镜装置 1D 与第 1 实施方式的内窥镜装置 1 一样，在能将前端部 12 迅速地插入到目标部位 3、且使处理工具 5 从处理工具突出 14 突出以进行各种治疗处理时，在操纵杆 140 的相同操作下，能动弯曲部 11 的响应速度慢，因而容易进行细微的速度指定，这样能够提高处理的准确性，使操作性良好。

<第 4 实施方式的变形例>

以下，参照附图来说明本发明的第 4 实施方式的变形例的医疗器具即内窥镜装置 1D1。本变形例 1 的内窥镜装置 1D1 的基本结构与第 4 实施方式的内窥镜装置 1D 大致相同，因而对相同的构成要素附上相同标号，并省略说明。

在内窥镜装置 1D1 中，与第 4 实施方式的 1D 的相同点是通过驱动部 4 以不同的控制模式控制作为输入单元的操纵杆 40，然而不同点是，使用从操纵杆 40 的检测范围不同的多个控制模式中所选择的一个控制模式来进行控制。

图 15A~图 15D 是用于说明本变形例的操纵杆 40 的由控制模式引起的检测范围的差异的侧视图。如图 15A 所示，当以控制模式 E1 控制的操

纵杆 40 的杆 40A 的倾斜角度从 $\theta\beta 1$ 增加到 $\theta\beta 2$ 时, 伴随于此, 输出到驱动部 4 的信号也增加。然而, 如图 15B 所示, 由于以控制模式 E2 控制的操纵杆 40 的检测范围被设定为 $\theta\beta 1$, 因而即使超过检测范围 $\theta\beta 1$ 并使杆 40A 倾斜到 $\theta\beta 2$, 输出到驱动部 4 的操作信号也不变化。

5 然后, 在为处理工具 5 未从处理工具突出口 14 突出的检测信息的情况下, 内窥镜装置 1D1 的控制部 30 根据所述检测信息选择控制模式 E1。与此相对, 在为处理工具 5 从处理工具突出口 14 突出的检测信息的情况下, 内窥镜装置 1D1 的控制部 30 根据所述检测信息选择控制模式 E2。

10 因此, 本变形例的内窥镜装置 1D1 与第 4 实施方式的内窥镜装置 1D 一样, 在能将前端部 12 迅速地插入到目标部位 3、且使处理工具 5 从处理工具突出口 14 突出以进行各种治疗处理时, 即使大幅操作操纵杆 40, 由于操纵杆 40 的检测范围受到限制, 因而能动弯曲部 11 也不会高速或大幅移动, 这样能够提高处理的准确性, 使操作性良好。

15 另外, 在第 4 实施方式的内窥镜装置 1D 和第 4 实施方式变形例的内窥镜装置 1D1 中, 对控制部 30 从操纵杆 40 的响应速度或检测范围不同的多个控制模式中选择一个控制模式的例子作了说明。然而, 控制部 30 选择的操纵杆 40 的控制模式不仅是响应速度或检测范围不同的控制模式, 只要是可动范围或反作用力中的任一个不同的控制模式, 就能取得本发明的效果。

20 例如, 在为处理工具 5 从处理工具突出口 14 突出的检测信息的情况下, 控制部 30 选择可动范围小的控制模式、或者反作用力大的控制模式, 从而手术者能更准确地进行处理。可动范围是能够使操纵杆 40 的杆 40A 倾斜的最大角度, 在物理上能使用电动止动器来加以限制。并且, 反作用力是能通过使用具有反作用力产生单元的操作输入单元而产生的与手术者的操作输入为相反方向的力。

25 并且, 处理工具 5 可以在电动内窥镜 2 的外套管 (overtube) 内插通, 而不是在电动内窥镜 2 的通道内插通。在该情况下, 只要进行如下的变更即可, 例如, 可以检测从外套管开口部的突出, 而不是检测从处理工具突出口 14 的突出。

＜第5实施方式＞

以下，参照附图说明本发明的第5实施方式的医疗器具即内窥镜装置1E。本实施方式的内窥镜装置1E的基本结构与第1实施方式的内窥镜装置1大致相同，因而对相同的构成要素附上相同标号并省略说明。

5 图16是示出本实施方式的内窥镜装置1E的结构的框图。

内窥镜装置1E具有模式输入部41。因此，在内窥镜装置1E中，手术者通过从模式输入部41进行输入，能指示控制部30选择的控制模式。

因此，对于本实施方式的内窥镜装置1E，能通过手术者根据其技能或处理内容，将前端部12迅速地插入到目标部位3，而且能提高处理的
10 准确性。

＜第6实施方式＞

以下，参照附图说明本发明第6实施方式的医疗器具即能动导管（可动导管）装置1F。本实施方式的能动导管装置1F的基本结构与第1实施方式的内窥镜装置1类似，因而省略相同说明。

15 图17是示出本实施方式的能动导管装置1F的结构的结构图，图18是用于说明本实施方式的能动导管102的结构的立体图。

如图17所示，能动导管装置1F具有：能动导管102，其具有插入到被检体VA内的细长的插入部110；作为输入单元的操纵杆140，其由手术者输入能动弯曲部111的操作；作为驱动单元的驱动部104，其驱动
20 能动弯曲部111；以及作为控制单元的控制部130，其控制操纵杆140和驱动部104。然后，能动导管102的插入部110在其前端部112具有处理工具突出口114，并在处理工具突出口114的基端部侧具有能动弯曲部111。并且，能动导管102具有由处理工具105从处理工具插入口113插通并从前端部112的处理工具突出口114突出的能动导管102内部的工作腔管。然后，工作腔管相当于第1实施方式的内窥镜装置1的通道。
25 并且，能动导管装置1F配设有用于确认插入到生物体内的能动导管102的位置的X射线透视装置150和X射线图像显示器151。

并且，如图17所示，能动导管102在侧视内窥镜2B的插入部10B内的通道内插通，并从侧视内窥镜2B的前端部的通道处理工具突出口突

出。这里，侧视内窥镜 2B 是直接由手术者操作弯曲操作杆 140B 来牵引和松弛弯曲部驱动用金属线的所谓手动驱动方式的内窥镜。

如图 18 所示，能动导管 102 由插入部 110 构成，该插入部 110 是插入到被检体内的细长的插入部 110，该插入部 110 在其前端部 112 具有处理工具 105 突出的处理工具突出部 114，并在处理工具突出部 114 的基端部侧具有能动弯曲部 111。并且，能动导管 102 在其内部具有供处理工具 105 从处理工具插入部 113 插通（插入）并从处理工具突出部 114 突出的工作腔管。然后，在能动导管 102 的前端部 112 内嵌入有 X 射线不透射片（chip），并在作为处理工具 105 的局部注射用导管的前端部嵌入有 X 射线不透射片 121。

在将能动导管 102 插入到体内时，使用 X 射线透视装置 150，在 X 射线透视下进行。X 射线图像也被传送到控制部 130。然后，在能动导管装置 1F 中，检测处理工具 105 有无从处理工具突出部 114 中突出的突出检测单元是通过 X 射线图像的图像处理来检测突出的未作图示的图像处理检测部。图像处理检测部可以配设在控制部 130 的内部。图像处理检测部从 X 射线图像取得能动导管 102 的 X 射线不透射片 122 和处理工具 105 的 X 射线不透射片 121 的位置信息。然后，根据两者的位置关系检测处理工具 105 有无从处理工具突出部 114 突出。

在能动导管装置 1F 中，与第 1 实施方式的内窥镜装置 1 一样，在处理工具 105 从处理工具突出部 114 中突出的情况下，与处理工具 105 未从处理工具突出部 114 突出的情况相比，控制部 130 根据突出检测单元的信息，选择驱动速度慢的控制模式。

在本实施方式的能动导管装置 1F 中，在能将前端部 112 迅速地插入到目标部位 3、且使处理工具 105 从处理工具突出部 114 突出以进行各种治疗处理时，在操纵杆 140 的相同操作下，能动弯曲部 111 的弯曲速度慢，因而容易进行细微的速度指定，这样能够提高处理的准确性，使操作性良好。

<第 6 实施方式的变形例>

以下，说明本发明第 6 实施方式的变形例的医疗器具即能动导管装

置 1F1。本变形例的能动导管装置 1F1 的基本结构与第 2 实施方式的医疗器具即内窥镜装置 1B 和第 6 实施方式的能动导管装置 1F 类似，因而省略相同说明。

能动导管装置 1F1 具有检测处理工具 105 从处理工具突出口 114 起的突出量的突出量检测单元，即通过 X 射线图像的图像处理来检测突出的未作图示的图像处理突出量检测部。

在能动导管装置 1F1 中，与第 2 实施方式的医疗器具即内窥镜装置 1B 一样，根据突出量检测单元的信息，即使操纵杆 140 的杆的倾斜角度是相同的 $\theta\alpha$ ，也要根据处理工具 5 从处理工具突出口 114 起的突出量 d 来使弯曲速度变化，即突出量 d 增加时，弯曲速度自动变化，突出量 d 越大，则弯曲速度越慢，或至少固定。

因此，本实施方式的能动导管装置 1F1 除了具有第 6 实施方式的能动导管装置 1F 具有的效果以外，还有即使在处理工具 105 从处理工具突出口 114 大幅突出的情况下，处理工具 105 的前端部也不会大幅移动。因此，对于能动导管装置 1F1，即使在处理工具 105 从处理工具突出口 114 大幅突出的情况下，手术者也能够容易地进行细微的速度指定，从而可提高处理的准确性。

本发明不限于上述的实施方式和变形例，例如可以在第 1 实施方式的内窥镜装置 1 内设置第 5 实施方式的内窥镜装置 1E 的模式输入部，能由手术者选择双方的控制。并且，例如可以将第 2 实施方式的内窥镜装置 1B 的突出检测单元用于第 3 实施方式的内窥镜装置 1C。而且，例如可以同时选择控制响应速度的控制模式和控制反作用力的控制模式。

并且，对将输入单元和所述驱动单元一起进行控制的控制单元作了说明，然而控制输入单元的控制单元和控制驱动单元的控制单元可以使用独立动作的控制单元。

并且，对电动内窥镜或电动导管涉及的实施方式等作了说明，然而可以使用具有空气压力致动器驱动的弯曲部的内窥镜等具有公知的各种驱动方式的能动可动部的内窥镜等，而且软性镜或硬性镜均可以。

如上所述，本发明可在不改变本发明主旨的范围内进行各种变更、改变等。

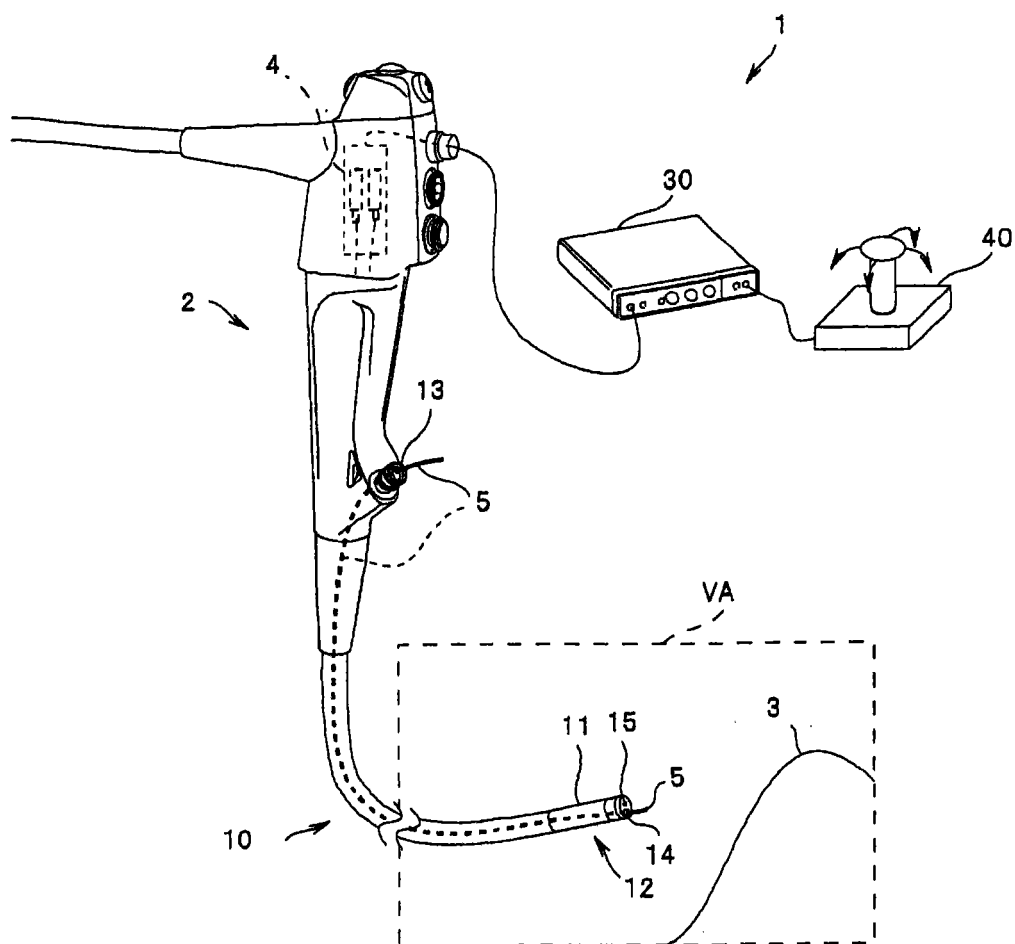


图 1

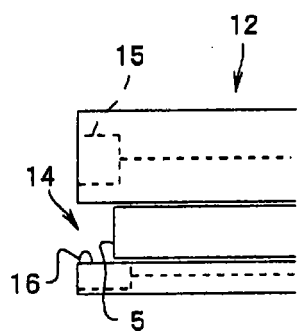


图 2A

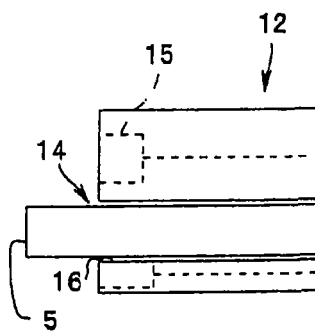


图 2B

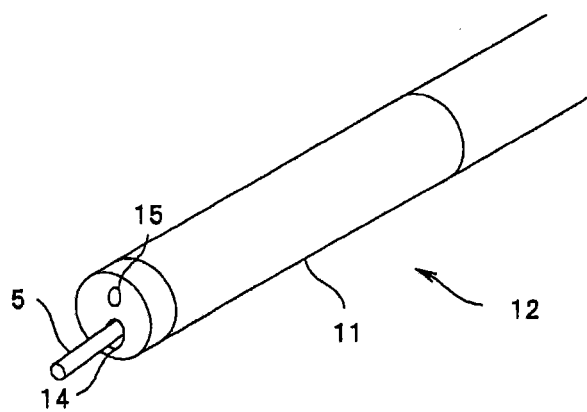


图 3A

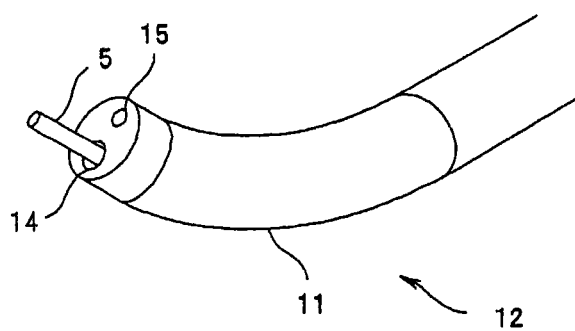


图 3B

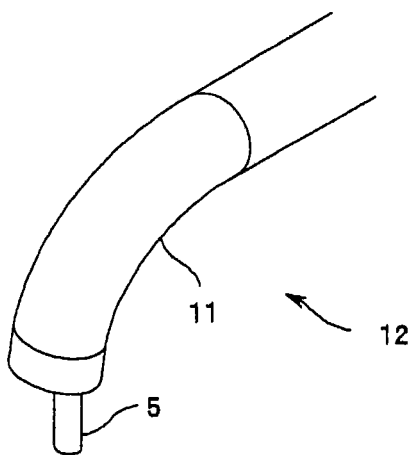


图 3C

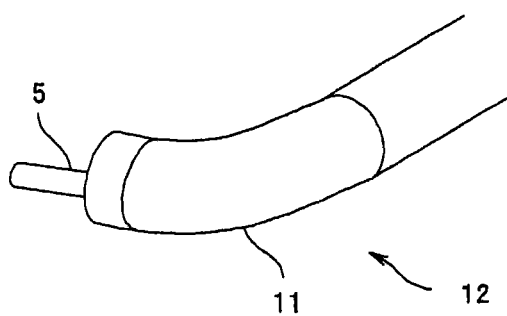


图 3D

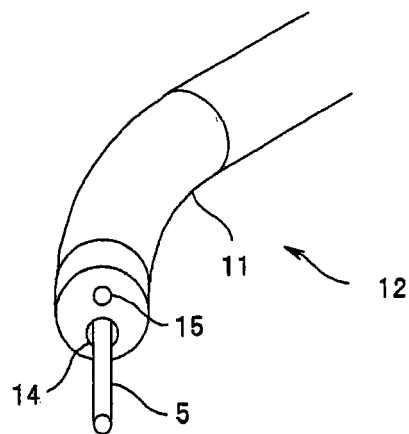


图 3E

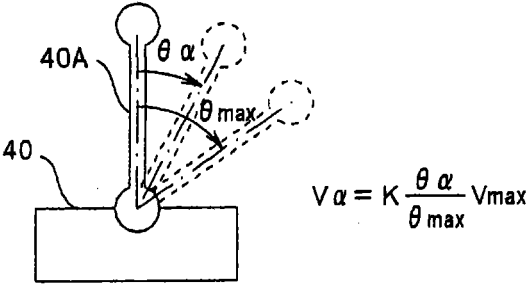


图 4A

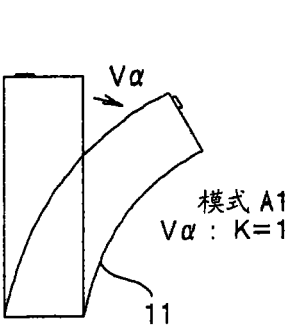


图 4B

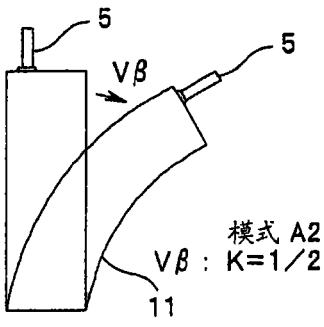


图 4C

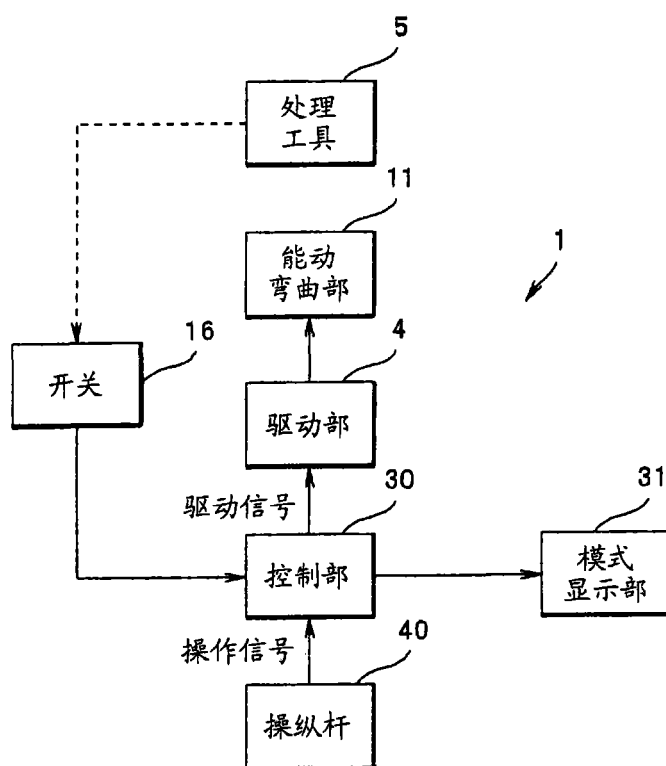


图 5

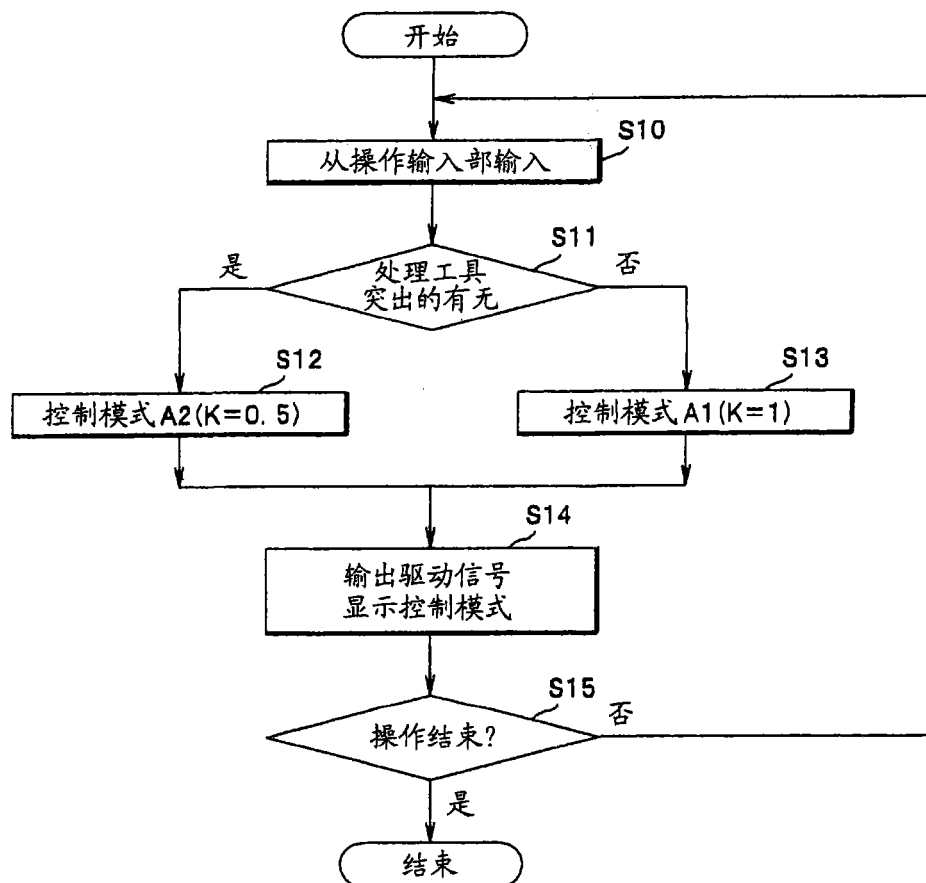


图 6

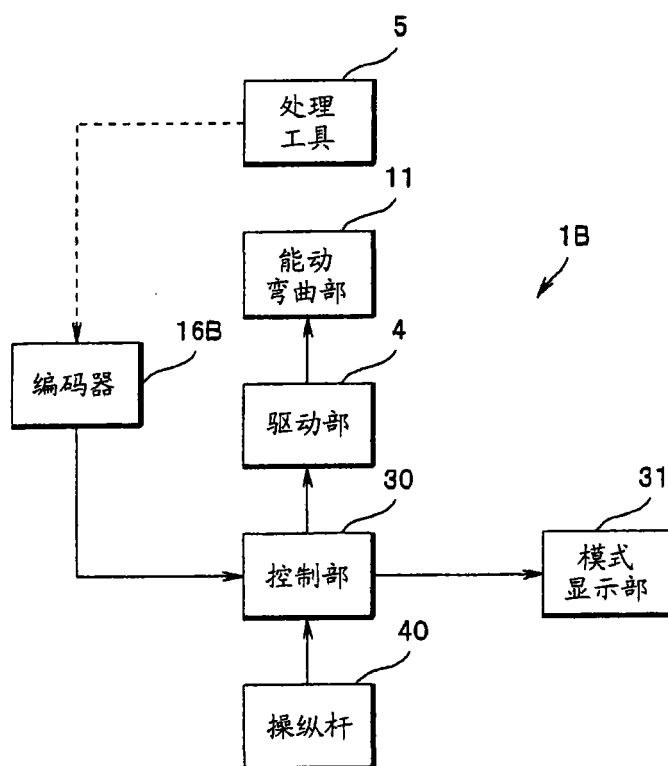


图 7

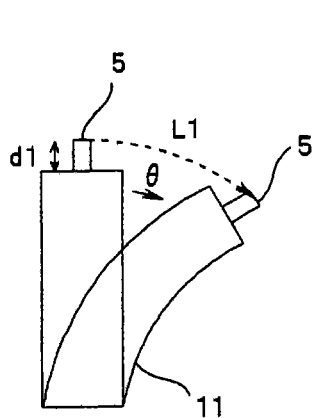


图 8A

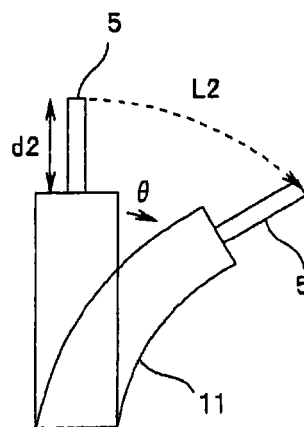


图 8B

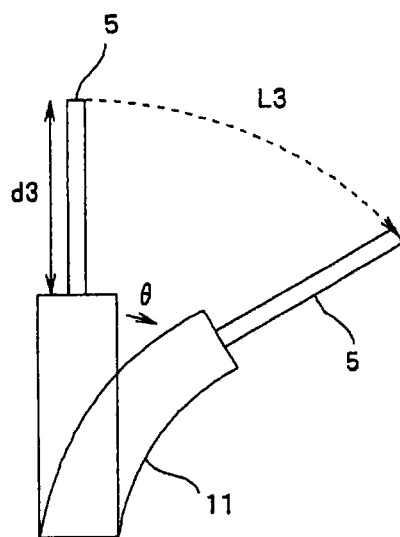


图 8C

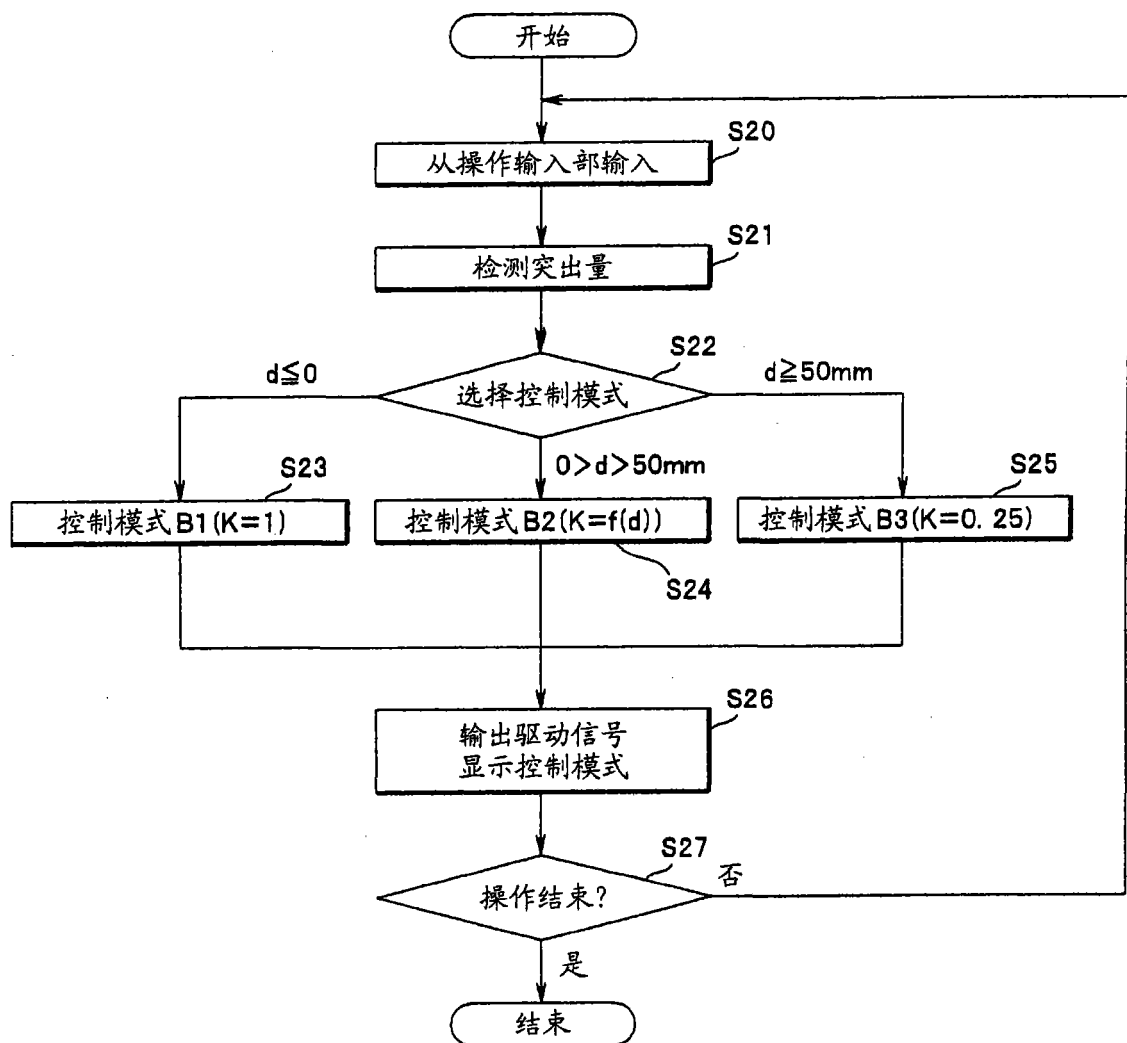


图 9

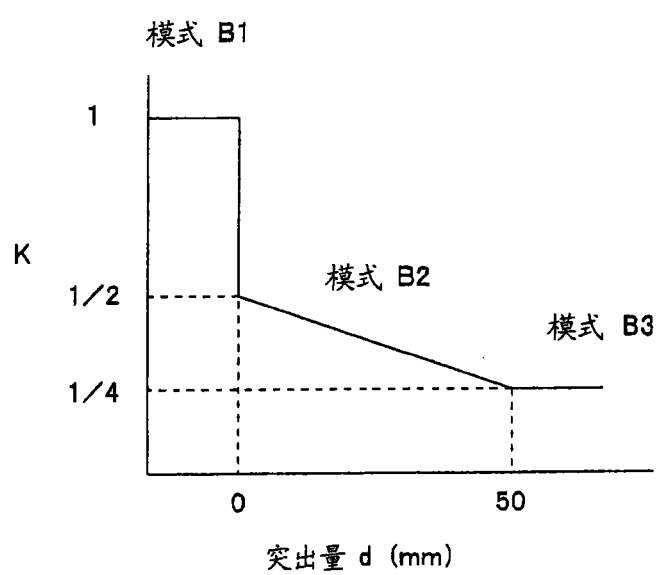


图 10

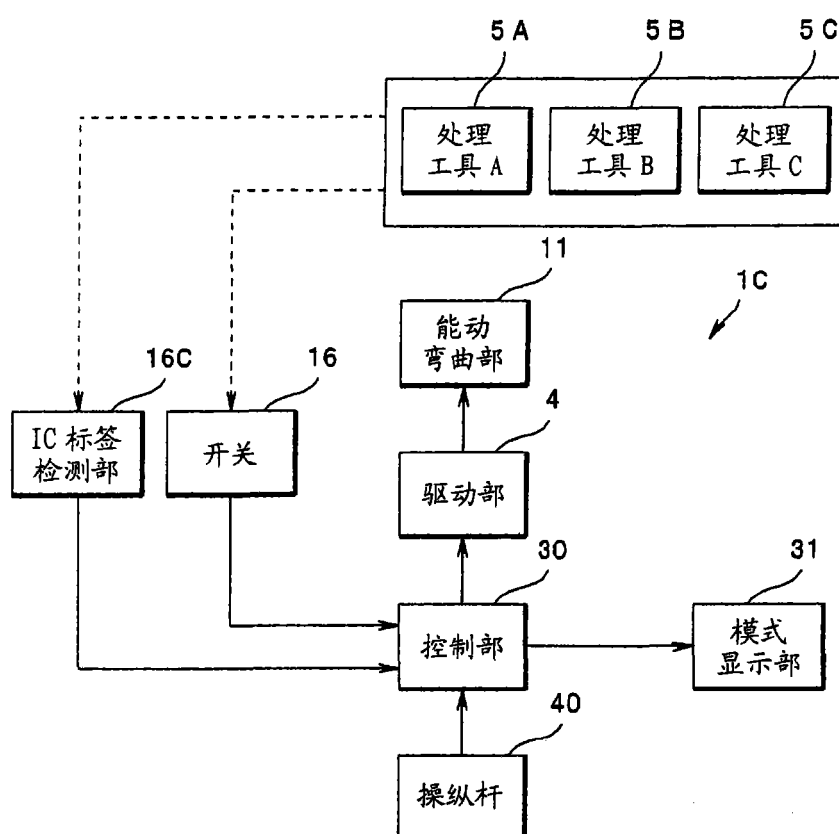


图 11

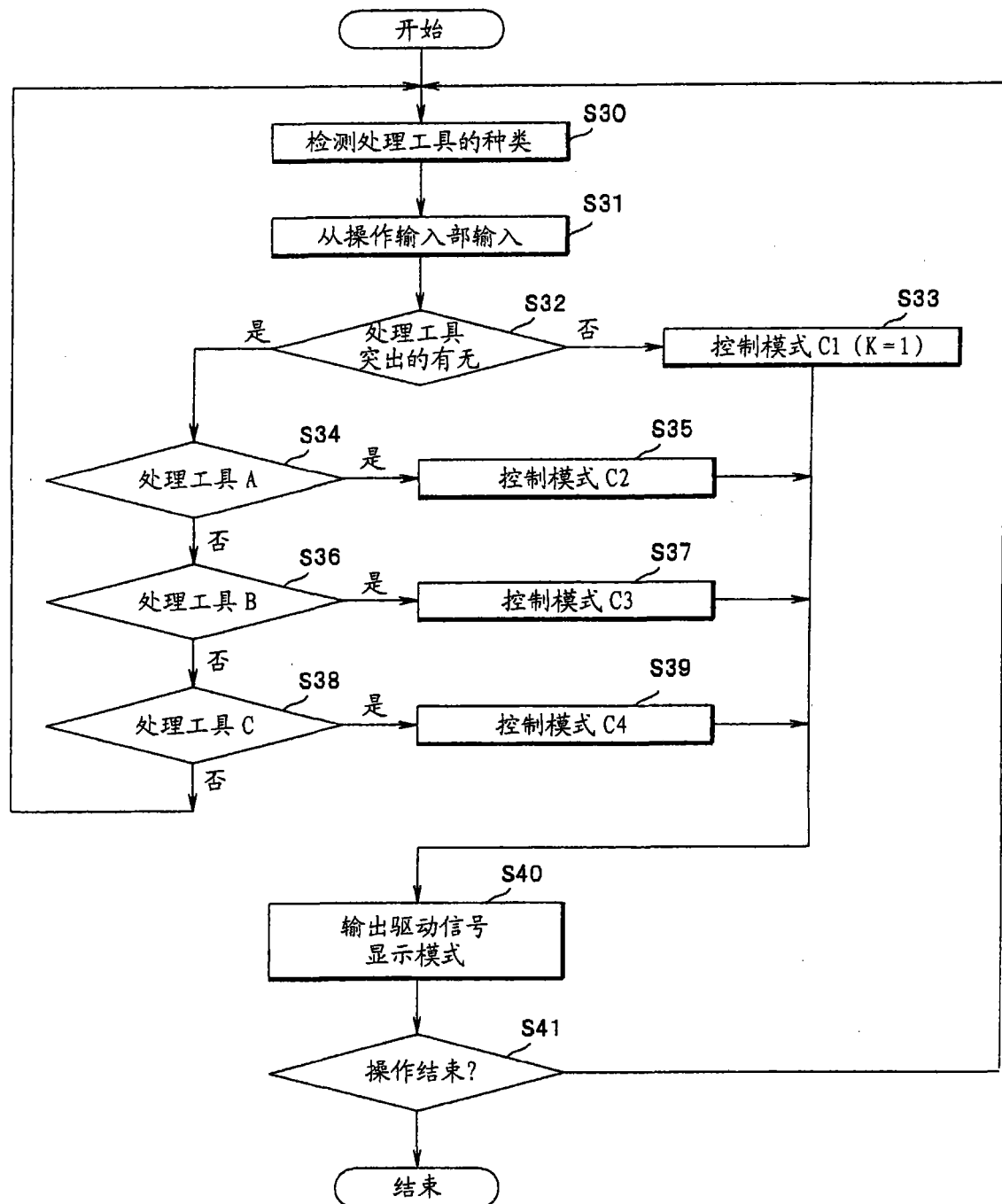


图 12

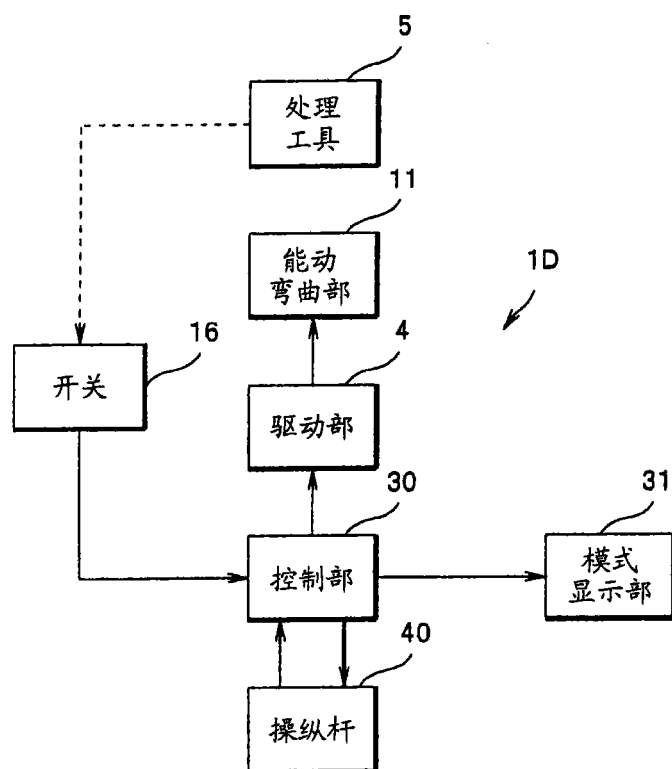


图 13

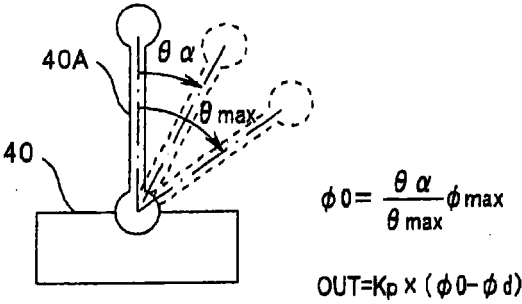


图 14A

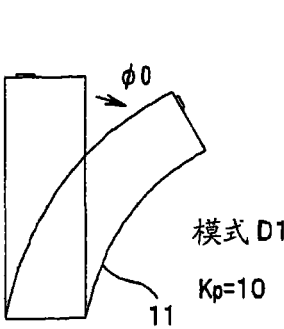


图 14B

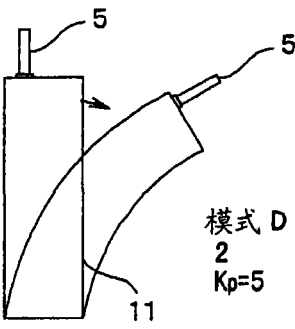
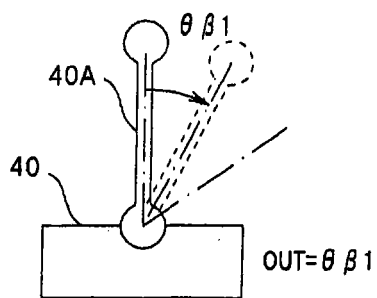
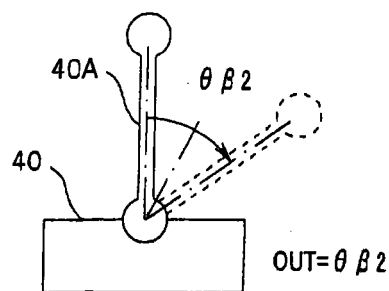


图 14C



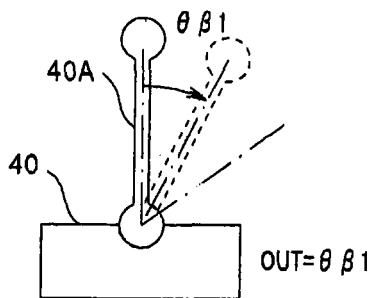
模式 E1

图 15A



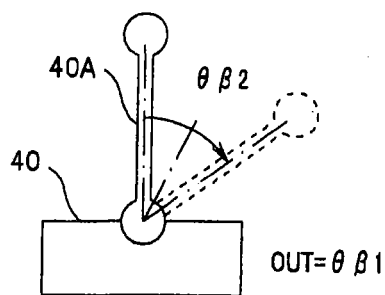
模式 E1

图 15B



模式 E2

图 15C



模式 E2

图 15D

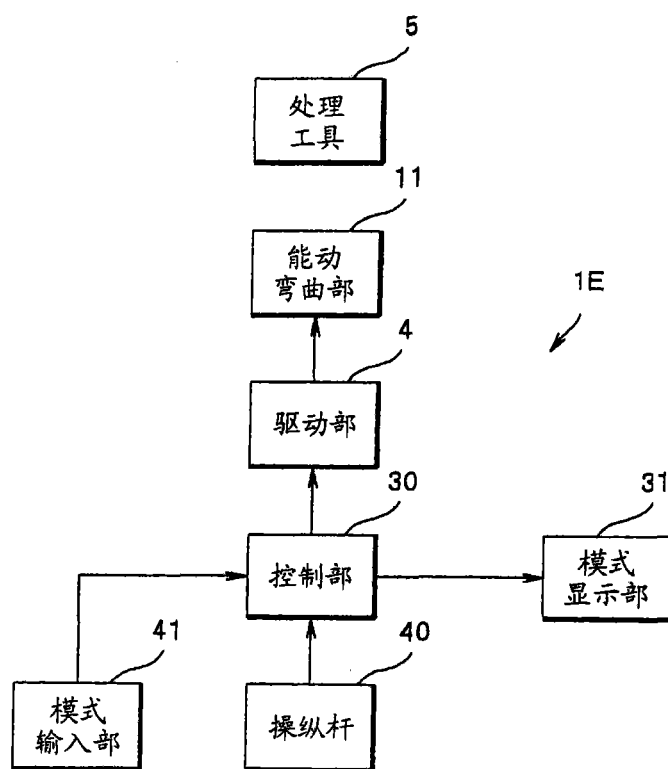


图 16

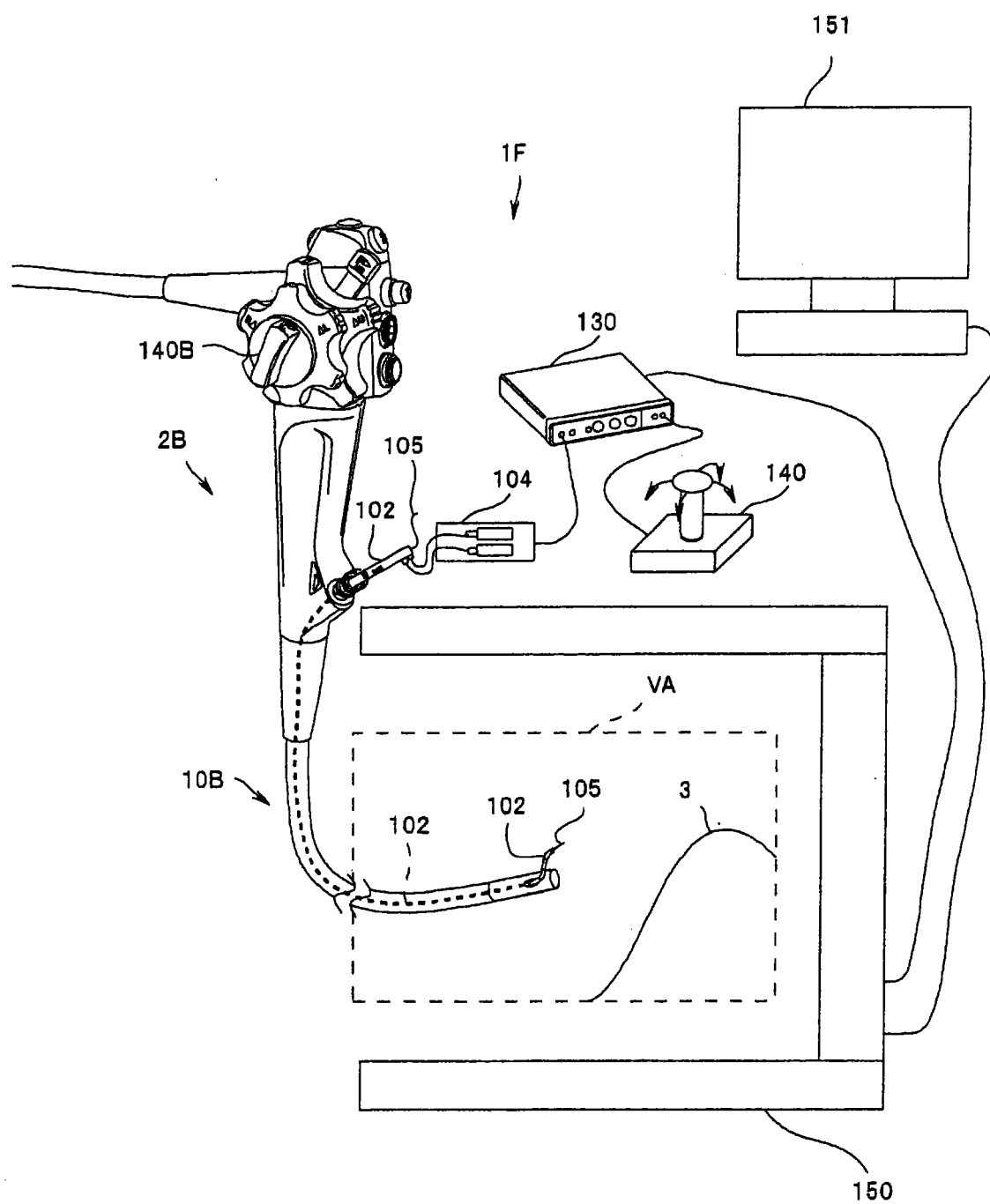


图 17

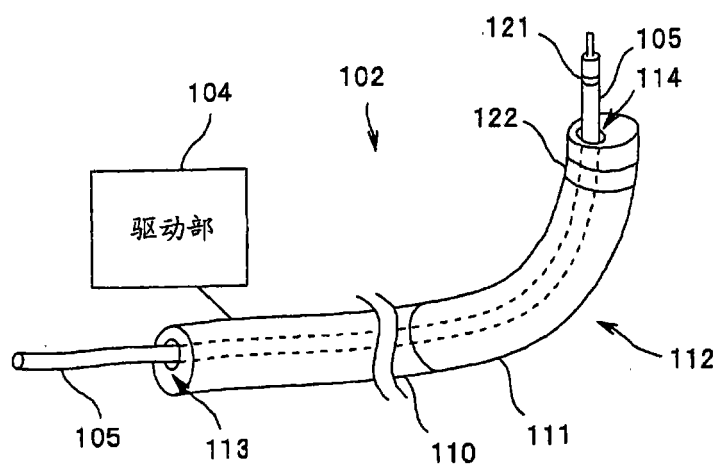


图 18

专利名称(译)	医疗器具		
公开(公告)号	CN101496713A	公开(公告)日	2009-08-05
申请号	CN200810190528.4	申请日	2008-12-30
[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	杉山勇太		
发明人	杉山勇太		
IPC分类号	A61B1/005		
CPC分类号	A61B2017/003 A61B2017/00398 A61B2017/00296 A61B1/0008 A61B1/01 A61B1/018 A61B1/0051 A61B1/05 A61B1/00039		
优先权	2008021323 2008-01-31 JP		
其他公开文献	CN101496713B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种具有能动弯曲部的医疗器具，该医疗器具具有：插入部，其具有处理工具突出部，并在比处理工具突出部更靠近基端部侧具有能动弯曲部；操纵杆，其输入所述能动弯曲部的操作；驱动部，其驱动所述能动弯曲部；以及控制部，其控制所述操纵杆和所述驱动部，其中，所述控制部使用从多个不同的控制模式中选择的一个控制模式进行控制。

