

[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 200910164109.8

[43] 公开日 2010 年 2 月 10 日

[11] 公开号 CN 101642364A

[22] 申请日 2009.8.4

[21] 申请号 200910164109.8

[30] 优先权

[32] 2008. 8. 4 [33] JP [31] 2008 - 201219

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 吉江方史

[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

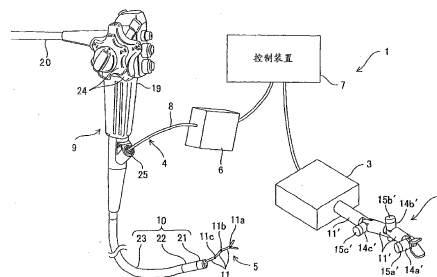
权利要求书 3 页 说明书 20 页 附图 9 页

[54] 发明名称

能动驱动式医疗设备

[57] 摘要

本发明提供一种能动驱动式医疗设备，该能动驱动式医疗设备具有：能动机构，其具有设置在长尺寸部件的前端附近的自由转动的关节；能动机构驱动部；位置/姿势检测部，其检测能动机构的位置/姿势；指示输入部，其用于进行能动机构的位置/姿势的指示输入；以及力计算部，其根据位置/姿势的指示输入，计算与有效地作用于能动机构的外力对应的力，该力是从通过能动机构驱动部将能动机构从指示输入前的位置/姿势实际驱动到已指示输入的位置/姿势的情况下所需要的驱动力，减去在无负荷状态下驱动了能动机构的情况下的估算驱动力所得到的力。



1. 一种能动驱动式医疗设备, 其特征在于, 该能动驱动式医疗设备具有:

能动机构, 其具有设置在长尺寸部件的前端附近的自由转动的关节, 该能动机构的位置和/或姿势根据所述关节的转动而变化;

能动机构驱动部, 其电驱动所述能动机构;

位置/姿势检测部, 其设置在所述长尺寸部件的后端附近, 检测所述能动机构的位置和/或姿势;

指示输入部, 其用于进行所述能动机构的位置和/或姿势的指示输入; 以及

力计算部, 其根据来自所述指示输入部的位置和/或姿势的指示输入, 计算与实际作用于所述能动机构的外力相对应的力, 其中与实际作用于所述能动机构的外力相对应的力是: 从通过所述能动机构驱动部将所述能动机构从所述能动机构的指示输入前的位置和/或姿势实际驱动到由所述指示输入部所指示输入的位置和/或姿势的情况下所需要的驱动力, 减去通过所述能动机构驱动部将所述能动机构从所述能动机构处于无负荷状态下的指示输入前的位置和/或姿势驱动到由所述指示输入部所指示输入的位置和/或姿势的情况下的基于估算的估算驱动力所得到的力。

2. 根据权利要求1所述的能动驱动式医疗设备, 其特征在于, 所述能动驱动式医疗设备还具有驱动所述指示输入部的指示输入部驱动部。

3. 根据权利要求2所述的能动驱动式医疗设备, 其特征在于, 通过将所述力计算部计算出的所述力的信息提供给所述指示输入部驱动部, 所述指示输入部驱动部以与所述力成正比的力来驱动所述指示输入部。

4. 根据权利要求1所述的能动驱动式医疗设备, 其特征在于, 所述能动驱动式医疗设备还具有提示部, 所述提示部提示由所述力计算部计算出的所述力的信息。

5. 根据权利要求1所述的能动驱动式医疗设备, 其特征在于, 所述

能动驱动式医疗设备还具有提示部，所述提示部提示由所述力计算部计算出的所述力的大小和所述力的方向。

6. 根据权利要求3所述的能动驱动式医疗设备，其特征在于，该能动驱动式医疗设备还具有提示部，所述提示部提示由所述力计算部计算出的所述力的大小和所述力的方向。

7. 根据权利要求1所述的能动驱动式医疗设备，其特征在于，所述力计算部具有信息存储部，该信息存储部预先存储有这样的信息：该信息用于计算在所述无负荷状态下通过所述能动机构驱动部将所述能动机构从通过所述指示输入部指示输入的位置和/或姿势驱动到已指示输入的位置和/或姿势的情况下的基于估算的所述估算驱动力。

8. 根据权利要求3所述的能动驱动式医疗设备，其特征在于，所述力计算部具有信息存储部，该信息存储部预先存储有这样的信息：该信息用于计算在所述无负荷状态下通过所述能动机构驱动部将所述能动机构从通过所述指示输入部指示输入的位置和/或姿势驱动到已指示输入的位置和/或姿势的情况下的基于估算的所述估算驱动力。

9. 根据权利要求3所述的能动驱动式医疗设备，其特征在于，所述能动机构具有弯曲部，该弯曲部是使用自由转动地连接的多个关节在所述多个关节的轴向上自由弯曲而形成的。

10. 根据权利要求3所述的能动驱动式医疗设备，其特征在于，所述指示输入部是由倾斜操作自由的操纵杆构成的。

11. 根据权利要求3所述的能动驱动式医疗设备，其特征在于，所述能动机构驱动部是使用电动机和连接于该电动机的齿轮构成的，或者是使用电动机构成的。

12. 根据权利要求1所述的能动驱动式医疗设备，其特征在于，所述能动驱动式医疗设备是具有自由弯曲的弯曲部的内窥镜，该弯曲部是通过由所述能动机构驱动部驱动设置在作为所述长尺寸部件的插入部的前端附近的所述关节而使用该关节来构成的。

13. 根据权利要求3所述的能动驱动式医疗设备，其特征在于，所述能动驱动式医疗设备是具有自由弯曲的弯曲部的内窥镜，该弯曲部是

通过由所述能动机构驱动部驱动设置在作为所述长尺寸部件的插入部的前端附近的所述关节而使用该关节来构成的。

14. 根据权利要求 1 所述的能动驱动式医疗设备, 其特征在于, 所述能动驱动式医疗设备是由所述能动机构驱动部驱动设置在所述长尺寸部件的前端附近的所述关节的电驱动方式的能动处理器具。

15. 根据权利要求 1 所述的能动驱动式医疗设备, 其特征在于, 所述能动驱动式医疗设备具有处理器具, 该处理器具具有所述能动机构, 在将该处理器具插通到设置在引导该处理器具的插入的引导部件的长度方向上的空心通道内的情况下, 所述力计算部使用所述引导部件的姿势信息来计算所述力。

16. 根据权利要求 3 所述的能动驱动式医疗设备, 其特征在于, 所述能动驱动式医疗设备具有处理器具, 该处理器具具有所述能动机构, 在将该处理器具插通到设置在引导该处理器具的插入的引导部件的长度方向上的空心通道内的情况下, 所述力计算部使用所述引导部件的姿势信息来计算所述力。

17. 根据权利要求 15 所述的能动驱动式医疗设备, 其特征在于, 所述引导部件由设有所述空心通道的内窥镜或外套管的插入部来形成, 所述力计算部使用所述插入部的姿势信息来计算所述力。

18. 根据权利要求 1 所述的能动驱动式医疗设备, 其特征在于, 所述力计算部具有传感器, 所述传感器检测用于计算所述力的所述驱动力。

19. 根据权利要求 1 所述的能动驱动式医疗设备, 其特征在于, 所述指示输入部具有模拟所述能动机构的形状的形状。

20. 根据权利要求 1 所述的能动驱动式医疗设备, 其特征在于, 所述能动机构驱动部经由传递驱动力的金属线来驱动构成所述能动机构的所述关节。

## 能动驱动式医疗设备

### 技术领域

本发明涉及根据来自指示输入部的指示输入来驱动能动机构的能动驱动式医疗设备（ACTIVE DRIVING MEDICAL INSTRUMENT）。

### 背景技术

近年，内窥镜广泛使用在医疗领域和工业领域中。并且，处理器具也与内窥镜组合而广泛使用在医疗领域中。

在作为这样的医疗设备的例如内窥镜中，从通过手动操作使设置在插入部前端侧的弯曲部弯曲的内窥镜，到设有使用电动机来电驱动弯曲部弯曲的电动弯曲能动机构而提高了操作性的内窥镜得到了实用化。

并且，在处理器具中，有一种具有能动机构的处理器具，该能动机构通过手边侧的操作对作为在处理器具的前端侧等设有自由转动的关节的能动机构的处理部进行电驱动。

例如，在日本特开 2007-185355 号公报中公开了一种电动弯曲内窥镜。

在该现有例的电动弯曲内窥镜中，通过由操作者进行的指示输入部（或指示操作部）的指示输入，控制部经由电动机驱动器驱动作为弯曲驱动部的电动机旋转，通过该旋转的电动机牵引弯曲金属线，从而驱动设置在插入部上的弯曲部进行弯曲。

并且，该现有例采用这样的结构：通过使经由作为检测弯曲部的弯曲状态的弯曲状态检测部的例如弯曲金属线作用于弯曲部的力觉信息即张力数据与作为指示输入部的操纵杆的指示输入值重叠，将插入部的状态作为力觉信息反馈给操作者以使其知道。并且，张力数据被设定为针对操纵杆的指令的反作用力。

在将插入部等长尺寸部件插入到体腔内来使用的内窥镜和处理器具

那样的医疗设备（或能动驱动式医疗设备）的情况下，有时期望能检测出长尺寸部件的前端侧的能动机构碰到体壁等。

然而，在细的插入部或处理器具的情况下，将力觉传感器搭载在插入部等的前端较困难。因此，采用这样的结构：如上述现有例那样在手边侧设置张力传感器，通过该张力传感器测定使能动机构动作的驱动力，并反馈该测定到的驱动力。

然而，在上述现有例的情况下，对能动机构碰到体壁等而产生的外力的力觉信息，不是与未碰到体壁等、即外力未进行作用的情况相分离地或者区别地检测。即，上述现有例中，与能动机构碰到体壁等、未碰到体壁等没有关系，即与外力的有无没有关系地进行反馈，作为力觉信息提示给手术者。

因此，在现有例中，不能计算并提示针对由于能动机构碰到体壁等而产生的力，即手术者期望得知的外力的力觉信息。

#### 发明内容

鉴于上述情况，本发明的目的是提供一种能动驱动式医疗设备，其即使在长尺寸部件的前端侧未搭载力觉传感器的能动机构的情况下，也能计算作用于能动机构上的外力。

本发明的能动驱动式医疗设备具有：

能动机构，其具有设置在长尺寸部件的前端附近的自由转动的关节，该能动机构的位置和/或姿势根据所述关节的转动而变化；

能动机构驱动部，其电驱动所述能动机构；

位置/姿势检测部，其设置在所述长尺寸部件的后端附近，检测所述能动机构的位置和/或姿势；

指示输入部，其用于进行所述能动机构的位置和/或姿势的指示输入；以及

力计算部，其根据来自所述指示输入部的位置和/或姿势的指示输入，计算与有效地作用于所述能动机构的外力对应的力，该力是从通过所述能动机构驱动部将所述能动机构从所述能动机构的指示输入前的位

置和/或姿势实际驱动到由所述指示输入部所指示输入的位置和/或姿势的情况下所需要的驱动力，减去通过所述能动机构驱动部将所述能动机构从所述能动机构处于无负荷状态下的指示输入前的位置和/或姿势驱动到由所述指示输入部所指示输入的位置和/或姿势的情况下的基于估算的估算驱动力所得到的力。

#### 附图说明

图 1 是示出本发明的实施例 1 的处理器具系统的外观的立体图。

图 2 是示出实施例 1 的处理器具系统的结构的结构图。

图 3 是示出扭矩与速度的关系的特性图。

图 4A 是示出实施例 1 的控制系统的结构的框线图。

图 4B 是示出控制系统的驱动控制步骤的流程图。

图 5 是示出实施例 1 的变形例的处理器具系统的外观的立体图。

图 6 是示出实施例 1 的变形例中的能动机构的结构的立体图。

图 7 是示出本发明的实施例 2 的内窥镜系统的结构的结构图。

图 8 是示出实施例 2 的控制系统的结构的框线图。

图 9 是示出本发明的实施例 3 的处理器具系统的结构的图。

图 10 是示出内窥镜的插入部的姿势状态的图。

图 11 是示出实施例 3 的控制系统的结构的框线图。

#### 具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施例。

##### （实施例 1）

图 1 所示的本发明的实施例 1 的处理器具系统 1 由例如与内窥镜 9 一起使用的具有能动功能的处理器具构成。

该处理器具系统 1 具有：作为指示输入部的主机部 2，其进行指示输入；主机驱动部 3，其驱动该主机部 2；处理器具主体 4，其进行处理；（作为能动机构驱动部的）从机驱动部 6，其驱动作为从机（从动装置）的能动机构 5，该能动机构 5 形成设置在该处理器具主体 4 的前端的处理

部；以及控制装置 7，其控制两个驱动部 3、6。

该处理器具主体 4 具有长尺寸的长尺寸部件 8 及其前端的能动机构 5，长尺寸的长尺寸部件 8 和能动机构 5 被插通（贯穿）于内窥镜 9 的处理器具通道内。

该内窥镜 9 具有：作为长尺寸部件的插入部 10，其插入到体腔内；操作部 19，其设置在该插入部 10 的后端；以及通用连接线缆 20，其从该操作部 19 延伸，该通用连接线缆 20 的端部与未作图示的光源装置及信号处理装置连接。

并且，插入部 10 具有：前端部 21，其设置在插入部 10 的前端；自由弯曲的弯曲部 22，其设置在该前端部的后端；以及长尺寸的挠性部 23，其从该弯曲部 22 的后端到达操作部 19 的前端。

并且，通过由手术者进行转动设置在操作部 19 上的弯曲旋钮 24 的操作，弯曲部 22 朝上下、左右的任意方向弯曲。

并且，在操作部 19 的前端附近设有处理器具插入口 25，该处理器具插入口 25 与设置在插入部 10 的长度方向上的处理器具通道连通。该处理器具通道在前端部 21 设有开口。

因此，如图 1 所示（将设有处理器具通道的插入部 10 用作引导处理器具主体 4 的插入的引导部件），通过将处理器具主体 4 从其前端侧插入到该处理器具插入口 25 内，使该前端侧从处理器具通道的前端开口突出，可对未作图示的病变部等进行治疗用的处理。

并且，在本实施例中，为了提高手术者的操作性，使用模拟（或类似）能动机构 5 的形状和结构的主机部 2 来形成手术者进行指示输入的指示输入部。

形成处理部的能动机构 5 具有作为活动部（可动部）的转动自由的多个关节。具体地说，能动机构 5 具有在关节轴（转动轴）11a、11b、11c 上自由转动地连接的前端杯片和关节段（或弯曲段、弯曲臂）11、11、11。例如，前端杯片的基端通过关节轴 11a 与邻接于该前端杯片的关节段 11 自由转动地连接，前端杯片绕该关节轴 11a 进行开闭。另外，这里进行了简化，假定成对的前端杯片绕关节轴 11a 连动地开闭、或者其中一



方开闭。

主机部 2 形成为模拟该能动机构 5 的形状和结构。然而，能动机构 5 形成得较细，以使其能插通到处理器具通道内，而主机部 2 以大于能动机构 5 的尺寸来形成，以使手术者用手（手指）容易操作。

主机部 2 具有在关节轴 11a'、11b'、11c' 中自由转动地连接的前端杯片和关节段 11'、11'、11'，例如前端杯片的基端通过关节轴 11a' 与关节段 11' 自由转动地连接，前端杯片绕该关节轴 11a' 进行开闭。如上所述，假定成对的前端杯片绕关节轴 11a' 连动地开闭、或者其中一方开闭。

然后，当手术者把持处于操作输入部侧的主机部 2 进行了指示输入用的操作时，具体地说是进行了使前端杯片和关节段 11'、11'、11' 绕关节轴 11a'、11b'、11c' 转动来改变各部的位置和/或（或者基于多个位置的）姿势的操作时，检测出该位置和/或姿势的状态，控制装置 7 控制驱动部 3、6 进行驱动，以使处理部侧的能动机构 5 也以处于对应的位置和/或姿势的方式绕关节轴 11a、11b、11c 转动（弯曲）。

即，手术者把持主机部 2，进行将能动机构 5 设定为期望处理的位置和/或姿势状态的操作，从而通过位置和/或姿势检测单元检测出该操作，控制装置 7 驱动能动机构 5 以使其追踪该主机部 2 的位置和/或姿势，并设定为相同的位置和/或姿势状态。

图 2 示出该处理器具系统 1 的概略结构。另外，在图 2 中示意性示出关节轴 11a~11c、11a' ~11c'。

如上所述，在能动机构 5 和主机部 2 上分别设有多个关节轴 11a~11c、11a' ~11c'。

具体地说，如图 2 所示，在使其纸面采用 X-Y 平面的情况下，能动机构 5 中的最前端的关节轴 11a 处于垂直于纸面的 Z 轴向，随后的关节轴 11b 处于纸面内的 Y 轴向，随后的关节轴 11c 处于垂直于纸面的 Z 轴向。

主机部 2 侧的关节轴 11a' ~11c' 的结构也与关节轴 11a~11c 的情况相同。

并且,在能动机构 5(的关节段 11)内分别插通有传递绕关节轴 11a~11c 转动的力的金属线 12a、12a、12b、12b、12c、12c。

金属线 12i、12i ( $i=a\sim c$ ) 的前端被固定在绕关节轴 11i 的前端杯片或关节段 11 上,其后端架设固定在从机驱动部 6 内的滑轮 13i 上。

并且,该滑轮 13i 经由未作图示的齿轮安装在作为驱动部的电动机 14i 的旋转轴上,在该电动机 14i 的旋转轴上安装有作为检测其旋转角(转动角)的角度传感器或位置传感器的例如旋转编码器(简称为编码器) 15i。

另外,由多个位置传感器检测能动机构 5 的姿势。因此,编码器 15a~15c 形成检测位置和/或姿势的位置和/或姿势检测部。构成驱动部的电动机 14i 通过分别被施加来自电动机驱动器 16i 的电动机驱动信号而进行旋转驱动。

并且,在金属线 12i、12i 的例如后端侧安装有检测作用于各金属线 12i、12i 上的力(具体地说张力)的张力传感器 17i、17i。另外,不限于张力传感器 17i 的情况,也可以是检测电动机 14i 的扭矩的扭矩传感器等。

并且,张力传感器 17i 的检测信号和编码器 15i 的检测信号被输入到构成控制装置 7 的 CPU 26。该 CPU 26 经由电动机驱动器 16i 来控制电动机 14i 的旋转。

并且,主机部 2 的结构与能动机构 5 相同,对表示主机部 2 中的构成要素的标号附上' 来表示主机部 2 的构成要素。然而,关节轴 11i' 在与(带有齿轮的)电动机 14i' 连接的状态下,(在能动机构 5 的情况下不经由金属线 12i)进行旋转驱动。因此,在图 2 中与图 1 的情况一样,示出在主机部 2 侧设有构成主机驱动部 3 的一部分的电动机 14i' 和编码器 15i' 的状态。

在关节轴 11i' 的位置上将主机部 2 和主机驱动部 3 分开来表示的情况下(即,使用与图 2 的能动机构 5 和从机驱动部 6 对应的分开方法来表示的情况下),主机驱动部 3 的结构除了未设有从机驱动部 6 中的张力传感器 17i 以外,其他相同,对表示从机驱动部 6 中的构成要素的标号附上' 来表示主机驱动部 3 的构成要素。

与手术者对主机部 2 的指示输入操作对应的编码器 15a' ~15c' 的检测信号作为位置和/或姿势信息而被输入到构成控制装置 7 的 CPU 26。

即, 构成由手术者操作的主机部 2 的关节轴 11a' ~11c', 其旋转方向和旋转角(以下定义为转动角)由编码器 15a' ~15c' 检测出, 该编码器输出信号作为检测信号被输入到 CPU 26。然后, CPU 26 此时将该检测信号与来自检测能动机构 5 侧(即构成能动机构)的关节轴 11a~11c 的转动角的编码器 15a~15c 的检测信号进行比较。

然后, CPU 26 生成从来自编码器 15a' ~15c' 的检测信号减去编码器 15a~15c 的检测信号后的差值的检测信号, 将该差值作为驱动能动机构 5 的指令值, 经由电动机驱动器 16a~16c 使前端杯片或关节段 11 绕关节轴 11a~11c 转动。

由此, 能动机构 5 中的进行指示输入前的位置和/或姿势被控制成: 追踪由主机部 2 进行了指示输入的位置和/或姿势。另外, 进行指示输入前的位置和/或姿势也称为当前的位置和/或姿势。

在本实施例中, 而且, 使前端杯片和关节段 11 绕关节轴 11a~11c 转动而作用的力由张力传感器 17a~17c 来检测, 其检测信号也作为力觉信息(或力信息)被输入到 CPU 26。

在该情况下, CPU 26 具有力计算部 26a 的功能, 该力计算部 26a 根据来自张力传感器 17i (i=a~c) 的基于测定的检测信号, 通过估算计算实际作用于能动机构 5 的前端杯片和关节段 11 上的有效外力。另外, 可以取代张力传感器 17i 而采用测定电动机 14i 的电动机扭矩的电动机扭矩传感器。另外, 在电动机 14i 连接有齿轮的情况下, 也可以作为带有齿轮的电动机来使用。在仅是无齿轮的电动机的情况下也能大致同样应用。

CPU 26 利用力计算部 26a 的功能, 根据张力传感器 17i 等的检测信号按照以下计算外力。

在该情况下, 从张力传感器 17i 等的检测信号取得实际驱动能动机构 5 的驱动力, 从该驱动力中预先减去没有外力作用的无负荷状态的驱动力(称为估算驱动力), 计算出与外力相当的力。并且, 在该情况下, CPU 26 将用于计算估算驱动力的信息预先存储在作为信息存储部的例如

存储器 27 内。

张力传感器 17i 等是实际检测（测定）（带有齿轮的）电动机 14i 产生的力  $F_m$  的传感器，在将用于使电动机 14i 自身动作的力设定为  $F_{pm}$ 、将用于使能动机构 5 的前端杯片和关节段 11 在无外力（即无负荷）的状态下动作的力设定为  $F_s$ 、以及将与作用于能动机构 5 的前端杯片或关节段 11 上的有效外力相当的力设定为  $F_o$  的情况下，电动机 14i 产生的力  $F_m$  为这些力的总和。

即，

$$F_m = F_{pm} + F_s + F_o \quad \cdots (1)$$

然后，如上所述，CPU 26（的力计算部 26a）通过张力传感器 17i 等取得电动机 14i 产生的力  $F_m$ 。

并且，由于手术者等操作者期望知道与有效外力相当的力  $F_o$ ，因而对（1）式进行变形后如下所示。

$$F_o = F_m - (F_{pm} + F_s) \quad \cdots (2)$$

CPU 26（的力计算部 26a）计算（2）式中的与有效外力相当的力  $F_o$ 。

即，CPU 26 通过从成为实际驱动能动机构 5 侧所需要的驱动力的力  $F_m$  中减去作为在无外力（即，外力不作用的无负荷）状态下的估算驱动力的力（ $F_{pm} + F_s$ ），计算出手术者期望的与有效外力相当的力  $F_o$ 。以下将该外力记为  $F_o$ 。

并且，用于使电动机 14i 自身动作的力  $F_{pm}$  使用施加给电动机 14i 自身的粘性摩擦力  $F_{pmn}$  和电动机 14i 的惯性力  $F_{pmi}$ ，以下关系成立，即：

$$F_{pm} = F_{pmn} + F_{pmi} \quad \cdots (3)$$

这里，对（3）式中的粘性摩擦力  $F_{pmn}$  进行说明。当向无负荷状态的（带有齿轮的）电动机 14i 施加了恒定电压时，该电动机 14i 进行恒速运动。

通过改变对电动机 14i 施加的电压来测定电动机 14i 的扭矩，取得图 3 所示的速度—扭矩曲线。

在实际控制时，预先将该曲线图的近似式的信息保存在图 2 的例如

能从 CPU 26 参照的存储器 27 内。CPU 26 通过计算该控制状态下的与速度对应的扭矩，能获得（带有齿轮的）电动机 14i 的粘性摩擦力  $F_{pmn}$  的值。另外，该存储器 27 可以构成为设置在 CPU 26 内部。

下面对电动机 14i 的惯性力  $F_{pmi}$  进行说明。将电动机 14i 的转子惯性设为  $JM$ ，并将齿轮的转子惯性设为  $JG$ 。并且，将电动机 14i 的角加速度设为  $\alpha$  时，惯性力  $F_{pmi}$  可根据下式求出，即：

$$F_{pmi} = JM \times \alpha + JG \times \alpha = (JM + JG) \times \alpha \quad \cdots (4)$$

下面说明（2）式中的右边的用于使能动机构 5 的关节段 11 动作的力  $F_s$ 。

由于该力  $F_s$  依赖于能动机构 5 的机械结构，因而个体差异大的情况很多。

因此，采用在无负荷状态下能转动的转动角范围内可取的转动角，对用于成为各个转动角的状态所需要的扭矩（力）预先进行测量等来求出该扭矩（力），能取得使转动角和扭矩关联起来的信息。

将这样通过测量等所取得的信息存储在例如存储器 27 内来形成作为使转动角和扭矩关联起来的信息的例如表。在实际进行转动控制时，CPU 26 通过参照表，可获得与要设定或已设定的转动角对应的扭矩值。该扭矩值成为用于使能动机构 5 的前端杯片或关节段 11 动作的力  $F_s$  的值。

并且，在能动机构 5 的关节轴 11i 通过金属线 12i 的牵引而转动并弯曲的情况下，用于使前端杯片或各关节段 11 绕关节轴 11a~11c 转动的扭矩值根据金属线 12i 的弯曲路径的状态而变化。

因此，在能动机构 5 例如具有 3 个关节轴 11a~11c 的情况下，绕各关节轴转动时的扭矩值相互（转动）影响。因此，可以针对能取得的全部转动角测量各关节轴的 3 个扭矩值来生成例如表。这样，例如通过测量，生成了绕各关节轴的转动角  $\theta_1$ 、 $\theta_2$ 、 $\theta_3$  以及用于绕各关节轴转动的扭矩值  $Tu_1$ 、 $Tu_2$ 、 $Tu_3$  的表。

然后，通过将该表存储在例如存储器 27 内，能够计算或估算精度更良好的力  $F_s$ ，通过使用该力  $F_s$ ，能够根据（2）式计算或估算精度更良

好的力  $F_o$ 。另外，在图 2 中示出将该表作为查阅表（简记为 LUT）27a 存储在存储器 27 内。

另外，在处理器具主体 4 被插通在内窥镜 9 的处理器具通道内来使用的情况下，在内窥镜 9 的处理器具通道的弯曲状态，即插入部 10 的弯曲状态下，用于使能动机构 5 的关节段 11 绕关节轴动作的力  $F_s$  的值变化。

因此，如后所述，可以利用内窥镜 9 的插入部 10 的弯曲等的姿势信息来计算该值  $F_s$ （后面在实施例 3 中描述）。

这样，CPU 26（的力计算部 26a）在计算出外力  $F_o$  时，将该外力  $F_o$  的信息送到设置在图 2 的控制装置 7 的前面板等上的（作为力信息的提示部的）显示部 28，由该显示部 28 显示外力  $F_o$  的值，向手术者等提示或通知外力  $F_o$  的信息。

并且，CPU 26 将与外力  $F_o$  对应的例如电流指令值提供给电动机驱动器 16j' 来使电动机 14j' 转动，以便绕响应该外力  $F_o$  的主机部 2 的关节轴 11j' 转动。通过该电动机 14j' 的转动，与外力  $F_o$  对应的力被输出到与能动机构 5 的关节段 11j 对应的主机部 2 的关节段 11j'。

并且，通过对与能动机构 5 的前端杯片或关节段 11j 对应的前端杯片、关节段 11j' 反馈和作用（驱动）的力，手术者能够通过正在操作的手（手指）来知道外力  $F_o$  大小及其方向。

该情况下的控制装置 7 的控制系统的结构例为图 4A 所示的框线图。

在图 4A 所示的控制系统中，将根据对成为指示输入部的主机部 2 的输入指示而产生的位置的位置信息  $X_m$ ，减去作为处理部的能动机构 5 的位置信息  $X_s$  后送到从机控制部 6'。该从机控制部 6' 根据相减后的位置信息  $X_m - X_s$  进行能动机构 5 的位置控制（位置驱动）。并且，该位置信息  $X_s$  被送到力计算部 26a'。

实际作用于能动机构 5 上的力  $F_m$  的力信息减去力计算部 26a' 的力信息，与外力  $F_o$  相当的力信息被送到主机控制部 3'，该主机控制部 3' 根据与该外力  $F_o$  相当的力信息对主机部 2 进行力控制。

另外，在图 4A 中，主机控制部 3' 相当于这样的结构，即：除了包

含主机驱动部 3 的功能以外, 还包含控制装置 7 中的控制主机驱动部 3 的控制部。并且, 从机控制部 6' 由这样的结构表示, 即: 除了包含从机驱动部 6 的功能以外, 还包含控制装置 7 中的控制从机控制部 6 的控制部。并且, 力计算部 26a' 对应于通过上述力计算部 26a 使用减法计算出外力  $F_o$  前的力信息 ((2) 式的估算驱动力 ( $F_{pm} + F_s$ )) 的计算部。

图 4B 示出图 4A 的控制系统的驱动控制步骤。当控制系统的动作开始时, 在最初的步骤 S1 中针对指示输入前的当前的能动机构 5 的位置信息  $X_s$ , 由手术者从主机部 2 进行这样的指示输入: (将能动机构 5) 向成为目标的位置的位置信息  $X_m$  进行位置驱动。

在步骤 S2 中, 位置信息  $X_m$ 、 $X_s$  中的减法运算值  $X_m - X_s$  被输入到包含从机驱动部 6 的从机控制部 6', 从机驱动部 6 进行能动机构 5 的位置控制 (位置驱动)。即, 从机驱动部 6 将指示输入前的当前的位置信息  $X_s$  的位置上的能动机构 5 驱动到所指示输入的成为目标的位置信息  $X_m$  的位置。

并且, 该情况下的位置信息  $X_s$  和对能动机构 5 进行了驱动 (作用) 的情况下的力  $F_m$  被输入到力计算部 26a (26a')。然后, 如步骤 S3 所示, 力计算部 26a 根据上述的 (2) 式, 从相当于实际驱动力的力  $F_m$  减去在无负荷状态下驱动了能动机构 5 的估算驱动力, 计算有效地作用于能动机构 5 的外力  $F_o$  的力信息。

该力计算部 26a 将与计算出的外力  $F_o$  相当的力或者与该外力  $F_o$  成正比的力的信息输出到主机控制部 3' 的主机驱动部 3。

然后, 如步骤 S4 所示, 外力  $F_o$  或者与其成正比的力的信息被反馈施加给主机部 2, 从而手术者可知道有效地作用于能动机构 5 的外力  $F_o$ 。

并且, 尽管在图 4A 中未示出, 然而如步骤 S5 所示, 力计算部 26a 通过显示部 28 显示 (提示) 该外力  $F_o$  的大小和方向。在步骤 S5 的处理后, 控制系统回到步骤 S1 的处理。

CPU 26 的力计算部 26a 同时计算外力  $F_o$  的大小及其方向, 在该方向上以外力  $F_o$  或与其成正比的力对主机部 2 进行驱动, 并进行在显示部 28 上显示外力  $F_o$  及其方向的控制。

在本实施例的情况下，由于能动机构 5 具有多个关节轴，具体地说具有 3 个关节轴 11a~11c，因而力计算部 26a 计算分别作用于关节 11a~11c 的各关节上的外力  $F_o$ 。然后，对与关节 11a~11c 对应的关节 11a' ~ 11c'，以分别计算出的外力  $F_o$  或与该外力  $F_o$  成正比的力进行驱动。

另外，在图 4B 中示出了位置驱动的情况，然而由于实际上能动机构 5 的位置和姿势根据关节 11a~11c 的各关节的转动而变化，因而控制系统还进行姿势驱动。

根据本实施例，在能动机构 5 实际碰到体壁等时，对作用于该能动机构 5 的外力  $F_o$  的大小且包含外力  $F_o$  的方向在内进行计算，提示给手术者，并且通过以外力  $F_o$ （或者与其成正比的力）对手术者操作的主机部 2 进行驱动，手术者可通过操作的手知道。因此，本实施例能够提高手术者在体腔内操作能动机构 5 的情况下的操作性。

图 5 示出变形例的处理器具系统 1B 的结构。该处理器具系统 1B 在图 1 的处理器具系统 1 中采用了操纵杆装置 31 来取代主机部 2 和主机驱动部 3。

该操纵杆装置 31 具有：与主机部 2 对应的操纵杆 32；以及未作图示的驱动部，其设置在操纵杆 32 的基端侧，驱动该操纵杆 32 以使其倾斜（倾动）。

并且，在该处理器具系统 1B 中，取代图 1 的具有开闭的前端杯片的处理器具主体 4 而采用了配备能动机构 35 的处理器具主体 34，该能动机构 35 具有例如 L 形状的前端处理部。

该能动机构 35 具有使多个关节段 11、11、11 自由转动地连接的 2 个关节轴 11a、11b。另外，最后端侧的关节段 11 的后端与处理器具主体 4 的前端连接。

图 6 示出能动机构 35 的更详细结构。

关节段 11、11、11 分别通过铆钉等关节轴 11a、11b 在相互正交的方向上自由转动地连接。在关节段 11 内插通、且用于使关节轴 11a 朝一个方向（在图 6 中为纸面的大致下侧）转动的金属线 12a 固定在关节轴 11a 前方的关节段 11 中的切口部。



用于使该关节轴 11a 朝相反方向（在图 6 中为纸面的大致上侧）转动的未作图示的金属线 12a 也同样固定。

并且，同样用于使关节轴 11b 朝一个方向（在图 6 中为大致垂直于纸面的上侧）转动的金属线 12b 固定在关节轴 11b 前方的关节段 11 中的切口部。用于使关节轴 11b 朝相反方向转动的未作图示的金属线 12b 也同样固定。

在该变形例中，例如作为从机驱动部的图 5 所示的电动机箱 36，其电动机数量和编码器数量分别从图 2 所示的从机驱动部 6 中的 3 个变为 2 个。并且，电动机箱 36 的张力传感器的数量从图 2 所示的 6 个变为 4 个。

操纵杆装置 31 侧的未作图示的电动机和编码器的数量也与电动机箱 36 的情况相同。

并且，在本变形例中，操纵杆 32 的例如上下方向的倾斜（转动）对应于关节轴 11a 的转动，操纵杆 32 的左右方向的倾斜（转动）对应于关节轴 11b 的转动。

然后，当手术者使操纵杆 32 朝例如上下方向倾斜时，控制装置 7 内的 CPU 根据作为该倾斜角的位置传感器的编码器的检测信号，经由电动机驱动器将能动机构 35 的对应的关节段 11 控制成使其绕关节轴 11a' 转动。

其他结构与实施例 1 相同。本变形例可通过操纵杆 32 的倾斜操作将能动机构 35 控制成与倾斜操作对应的姿势状态。

并且，与实施例 1 的情况一样，在能动机构 35 碰到体壁等的情况下，此时，作用于能动机构 35 的外力由控制装置 7 内的力计算部计算，在控制装置 7 的显示部显示，并且该力信息被反馈给操纵杆 32，即通过力觉反馈给操纵杆 32。

因此，操作操纵杆 32 的手术者能知道碰到体壁等而作用于能动机构 35 的外力  $F_o$  的大小及其方向。并且，手术者还能通过显示部的显示知道该外力  $F_o$  的大小和方向。因此，可提高在手术者进行处理的情况下的操作性。

（实施例 2）

下面参照图 7 和图 8 来说明本发明的实施例 2。图 7 示出本发明的实施例 2 的内窥镜系统 40。在实施例 1 中，采用了内窥镜 9，手术者通过对该内窥镜 9 进行手动转动弯曲旋钮 24 的操作来手动地使弯曲部 22 弯曲。

与此相对，在本实施例中，手术者通过进行使操纵杆装置 41 的操纵杆 42 倾斜的操作（指示输入），由此使用驱动部来电（能动地）驱动构成能动机构的弯曲部 22'。

该内窥镜系统 40 具有：电动弯曲内窥镜（以下简称为内窥镜）9C；光源装置 48，其将照明光提供给该内窥镜 9C；作为信号处理装置的视频处理器 49，其针对该内窥镜 9C 的摄像元件进行信号处理；以及监视器 50，其显示从该视频处理器 49 输出的影像信号。

并且，与图 1 的内窥镜 9 一样，该内窥镜 9C 具有插入部 10、操作部 19 以及通用连接线缆 20，插入部 10 由前端部 21、弯曲部 22' 以及挠性部 23 构成。

并且，在操作部 19 的前端附近设有处理器具插入口 25，该处理器具插入口 25 与设置在插入部 10 的长度方向上的通道 30 连通。手术者能够从该插入口 25 插入具有能动机构 35 的处理器具主体 34，其中能动机构 35 形成例如图 5 的处理器具系统 1B。

另外，手术者也能从插入口 25 插通图 1 中所说明的处理器具系统 1 来进行处理。并且，手术者还能从插入口 25 插通不具有驱动部的未作图示的处理器具来进行处理。

而且，该内窥镜系统 40 具有：操纵杆装置 41，其具有操作针对弯曲的指示输入的操纵杆 42；电动机箱（或电动机单元）46A，其设置在例如操作部 19 内，作为驱动本实施例中的弯曲部 22' 弯曲的驱动部；电动机驱动箱 46B，其驱动该电动机箱 46A 内的作为动力单元（驱动单元）的电动机；以及控制装置 47，其进行弯曲部 22' 的弯曲控制。

与通用连接线缆 20 的端部的未作图示的连接器自由插拔地连接的光源装置 48 产生照明光，该照明光被提供给内窥镜 9C 的导光路 51，从该导光路 51 的前端面射出照明光。

由该照明光所照明的患部等被摄体通过安装在观察窗上的物镜 52 而成像在其成像位置上。在该成像位置上配置有电荷耦合元件（简记为 CCD）53。该 CCD 53 经由信号线与视频处理器 49 内的 CCD 驱动电路 54 及影像处理电路 55 连接。

CCD 驱动电路 54 将 CCD 驱动信号施加给 CCD 53，并从 CCD 53 输出进行了光电转换后的摄像信号。从 CCD 53 输出的摄像信号通过影像处理电路 55 的信号处理而被转换成影像信号。然后，在输入了该影像信号的监视器 50 的显示面上的内窥镜图像显示区域 50a 内，作为内窥镜图像而显示成像在 CCD 53 上的光学像。

并且，弯曲部 22' 通过作为关节轴（转动轴）的铆钉 57 与多个关节段或弯曲段 56 自由转动（或弯曲）地连接。另外，在图 7 中，简化示出仅在垂直于纸面的方向上自由转动的铆钉 57，然而实际上在长度方向邻接的弯曲段 56 通过铆钉 57 连接成在上下方向和左右方向上交替地自由转动。

并且，在插入部 10 内沿上下方向和左右方向插通的成对的弯曲金属线 58u、58d、58l、58r 的前端固定在最前端的弯曲段 56 或前端部 21 上，其后端分别通过架设等固定在操作部 19 内的上下弯曲用滑轮 59a 和左右弯曲用滑轮 59b 上。

各滑轮 59a、59b 分别经由未作图示的齿轮与作为动力单元的电动机 61a、61b 的旋转轴自由转动地连接。在各电动机 61a、61b 的旋转轴上分别连接有编码器 62a、62b，编码器 62a、62b 通过分别检测电动机 61a、61b 的旋转角，从而检测出构成弯曲部 22' 的弯曲段 56 的弯曲角的位置和/或姿势。

并且，在滑轮 59a、59b 附近的各弯曲金属线 58u、58d、58l、58r 上，安装有检测作用于各弯曲金属线上的张力的张力传感器 63a、63a、63b、63b。驱动弯曲部 22' 弯曲的电动机 61a、61b 分别与电动机驱动器 64a、64b 连接，通过从电动机驱动器 64a、64b 施加电动机驱动信号而驱动旋转。

并且，电动机驱动器 64a、64b 与构成控制装置 47 的 CPU 65 连接。

该 CPU 65 控制电动机驱动器 64a、64b 的动作等弯曲动作。

并且，编码器 62a、62b 的检测信号和张力传感器 63a、63b 的检测信号也被输入到 CPU 65。

另外，在本实施例中，设有：检测弯曲部 22' 侧的位置和/或姿势信息的作为位置和/或姿势传感器的编码器 62a、62b，以及检测力信息的作为力传感器的张力传感器 63a、63b，然而在能够使用位置和/或姿势传感器计算力信息的情况下，也可以采用仅设置位置和/或姿势传感器的结构。

并且，在操纵杆装置 41 内，在操纵杆 42 的基端部的沿上下方向自由转动地支撑的辊 66a 上连接有作为动力单元的电动机 61a' 的旋转轴，而且在该电动机 61a' 的旋转轴上连接有作为位置和/或姿势传感器的编码器 62a'，编码器 62a' 检测操纵杆 42 的上下方向的倾斜角（换句话说说是电动机 61a' 的转动角）。

同样，在操纵杆 42 的基端部的沿左右方向自由转动地支撑的辊 66b 上连接有作为动力单元的电动机 61b' 的旋转轴，而且在该电动机 61b' 的旋转轴上连接有编码器 62b'，编码器 62b' 检测操纵杆 42 的左右方向的倾斜角（换句话说说是电动机 61b' 的转动角）。

而且，电动机 61a'、61b' 分别与电动机驱动器 64a'、64b' 连接，这些电动机驱动器 64a'、64b' 的动作由 CPU 65 控制。编码器 62a'、62b' 的检测信号被输入到该 CPU 65。然后，CPU 65 按照例如存储器 67 内的程序进行对弯曲的控制动作。

并且，CPU 65 具有力计算部 65a 的功能，该力计算部 65a 计算在弯曲部 22' 及其前端侧的前端部 21 碰到体壁等的情况下进行作用的外力。该力计算部 65a 与实施例 1 的情况大致一样，在使弯曲部 22' 的弯曲段 56 绕成为弯曲轴的铆钉 57 转动（弯曲）的情况下，计算相当于外力的力  $F_o$ 。

然后，CPU 65 当计算出相当于外力的力  $F_o$  时，使用该力  $F_o$ （经由电动机驱动器 64a'、64b'）对作为主机部 2 的操纵杆 42 进行力控制。

由此，操作操纵杆 42 的手术者能知道外力的大小及其方向。另外，与实施例 1 的情况一样，在外力  $F_o$  不进行作用的无负荷状态下，用于计

算估算驱动力的信息通过被表格化等而存储在存储器 67 内。即，该存储器 67 形成用于计算估算驱动力的信息存储部。

并且，CPU 65 通过将计算出的外力  $F_o$  的大小及其方向的信息在设于控制装置 47 的前面板等上的（作为提示部的）显示部 68 上进行显示来提示给手术者，并将该信息输出到影像处理电路 55。然后，在显示监视器 50 的力信息显示区域 50b 内显示外力  $F_o$  的大小和方向。

基于控制装置 47 的 CPU 65 的弯曲的控制动作例如图 8 所示采用了控制系统，该控制系统基本上与图 4A 的控制系统相同。

即，将图 4A 的主机部 2 改读为操纵杆 42，同样地将主机控制部 3' 改读为作为控制部的操纵杆控制部 43'，该操纵杆控制部 43' 包含操纵杆 42 的驱动部。并且，将能动机构 5 改读为弯曲部 22'，将从机控制部 6' 改读为作为控制部的弯曲部控制部 46'，该弯曲部控制部 46' 包含弯曲部 22' 的驱动部，而且将力计算部 26a' 改读为力计算部 65a'，由此控制内容与图 4A 相同。

然后，由力计算部 65a（或 65a'）计算出的外力  $F_o$  作为力信息被提供给操纵杆控制部 43'，该操纵杆控制部 43' 以与该力信息对应的力驱动操纵杆 42。

本实施例的动作成为将实施例 1 中的能动机构 5 改读为弯曲部 22' 或弯曲部 22' 和前端部 21 的动作。

然后，在本实施例中，在插入到体腔内的插入部 10 的前端侧碰到体壁等的情况下，计算并显示作用于弯曲部 22' 的外力  $F_o$ ，并将其反馈给手术者操作的操纵杆 42，以使手术者等能实际知道。

因此，本实施例也能提高在手术者使用内窥镜 9C 来进行内窥镜检查和使用处理器具来进行处理时的操作性。

### （实施例 3）

下面参照图 9 至图 11 来说明本发明的实施例 3。图 9 示出本发明的实施例 3 的处理器具系统 1D 的概略结构。本实施例 3 在实施例 1 的处理器具系统 1 中，还利用内窥镜 9D 的插入部 10 的（多个位置的）姿势信息来进行处理等。

该处理器具系统 1D 除了具有图 1 和图 2 等所示的结构以外,还具有计算内窥镜 9D 的姿势信息的结构。

该内窥镜 9D 在图 1 的内窥镜 9 中,在插入部 10 内沿其长度方向以规定间隔配置有产生磁场的多个线圈(以下称为源线圈)71、71、…、71,这些源线圈 71、71、…、71 经由通用连接线缆 20 与插入形状检测装置 72 内的源线圈驱动电路 73 连接。

源线圈驱动电路 73 向多个源线圈 71、71、…、71 施加交流驱动信号,使各源线圈 71 的周围产生磁场。

并且,在插入有该内窥镜 9D 的插入部 10 的未作图示的患者的周围配置有传感线圈单元(或天线单元)74,在该传感线圈单元 74 内配置有用于检测通过各源线圈 71 产生的磁场的多个线圈(以下称为传感线圈)75、75、…、75。

由多个传感线圈 75、75、…、75 所检测的检测信号被输入到插入形状检测装置 72 内的源线圈位置计算电路 76。该源线圈位置计算电路 76 根据检测信号的振幅和相位的信息,计算从各传感线圈 75 到源线圈 71 的距离,并使用距多个基准位置(传感线圈 75 的位置)的(多个)距离的信息来计算各源线圈 71 的位置。

由该源线圈位置计算电路 76 计算出的各源线圈 71 的位置的信息被输入到插入形状计算电路 77,插入形状计算电路 77 通过对连接各源线圈 71 的位置进行图像处理等来生成插入部 10 的插入形状的影像信号,并将该影像信号输出到插入形状显示监视器 78。

然后,在插入形状显示监视器 78 的显示画面上显示所计算出的插入部 10 的插入形状。

并且,由插入形状计算电路 77 计算出的插入部 10 的插入形状的信息(换句话说插入部 10 的姿势信息)以规定周期被发送到构成控制装置 7D 的 CPU 26。该控制装置 7D 在图 1 的控制装置 7 中还具有利用内窥镜 9D 的插入部 10 的姿势信息的功能。

在该控制装置 7D 中的存储器 27 内,在 LUT 27a 内存储有在实施例 1 中所说明的使能机构 5 的前端杯片及关节段 11 绕关节轴转动的转动

角与扭矩之间的关系的的信息。

然后,在本实施例中,CPU 26 根据插入部 10 的姿势信息来校正从 LUT 27a 读出的扭矩的信息。该校正信息与插入部 10 的姿势信息相关联地被存储在例如存储器 27 的 LUT 27b 内。

也可以取代根据姿势信息进行校正,而将 LUT 27a 的转动角与扭矩之间的关系的的信息表格化成与插入部 10 的姿势信息相关联的信息,根据转动角和插入部 10 的姿势信息计算对应的扭矩。

图 10 所示的插入部 10 的插入形状作为姿势信息从插入形状计算电路 77 被输入到 CPU 26。

图 10 中的最左侧的插入部 10 表示使弯曲部 22 且包含其后端在内大幅弯曲的状态,中央的图表示使弯曲部 22 从其长度方向的中央附近开始弯曲的状态,最右侧的图表示使插入部 10 伸直的状态。

如图 10 所示,施加给在插入部 10 的处理器具通道内插通的处理器具主体前端的能动机构 5 上的力  $F_s$  根据插入部 10 的姿势而变化。另外,在图 10 中,为了简化,仅在最左侧的图中用双点划线表示在处理器具通道内插通的状态下的能动机构 5。

在本实施例中,考虑了插入部 10 的姿势信息来计算该力  $F_s$ 。即,CPU 26 根据该姿势信息校正与刚指示输入前的当前的转动角对应的扭矩,或者计算也考虑了姿势信息的扭矩。并且,在根据当前的姿势信息驱动到实际指示的转动角的位置或姿势的情况下,也校正与该指示的转动角的位置对应的扭矩,或者计算也考虑了姿势信息的扭矩。

另外,在从当前的能动机构 5 的位置或姿势驱动到从作为指示输入部的主机部 2 所指示的位置或姿势即目标位置或目标姿势的情况下,在当前的位置与目标位置之间的偏差量、或者当前的姿势与目标姿势之间的偏差量小的情况下,也可以仅校正当前的位置或姿势中的扭矩。

图 11 示出本实施例的控制系统的框线图。该控制系统在图 4A 所示的控制系统中,内窥镜 9D 的插入部 10 的姿势信息  $X_n$  进一步被输入到力计算部 26a', 考虑该姿势信息  $X_n$  来计算力信息  $F$ 。

其他结构与实施例 1 相同。本实施例具有与实施例 1 相同的作用效

果，并且也考虑内窥镜 9D 的插入部 10 中的实际姿势来计算外力，因而可计算精度更高的外力。

其他具有与实施例 1 相同的效果。

另外，在本实施例中，设有检测能动机构 5 侧的位置和/或姿势信息的位置和/或姿势传感器以及检测力信息的力传感器，然而在能使用位置和/或姿势传感器计算力信息的情况下，也可以构成为仅设置位置和/或姿势传感器。

并且，取代配备了具有上述的处理器具通道的插入部 10 的内窥镜，同样能应用于具有配备能插通处理器具的空心通道的引导部件的功能、并具有弯曲部的外套管（引导管）的情况，或者应用于能插通内窥镜的插入部的外套管（引导管）的情况。

另外，通过将上述的实施例等部分地组合等而构成的实施例也属于本发明。



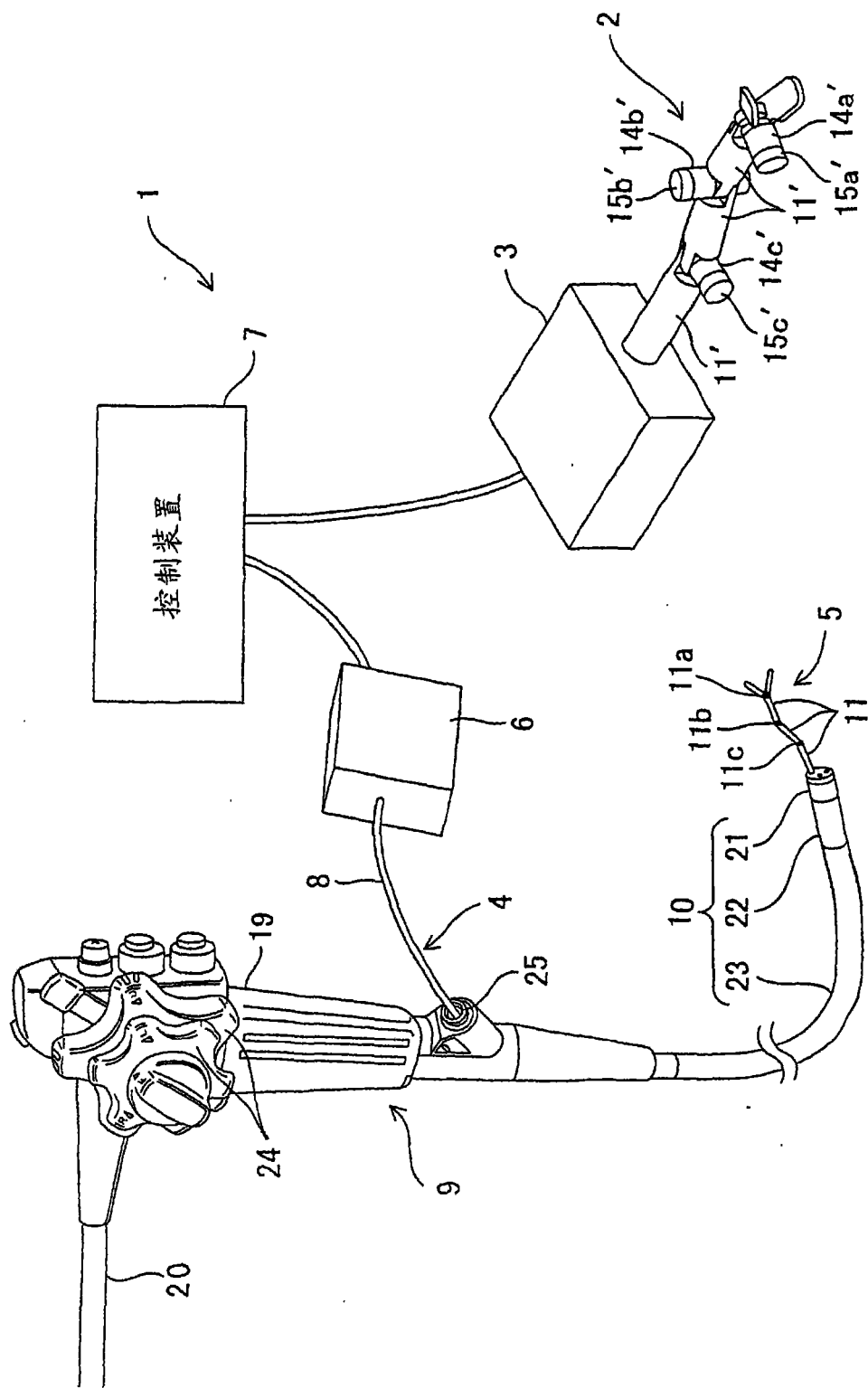
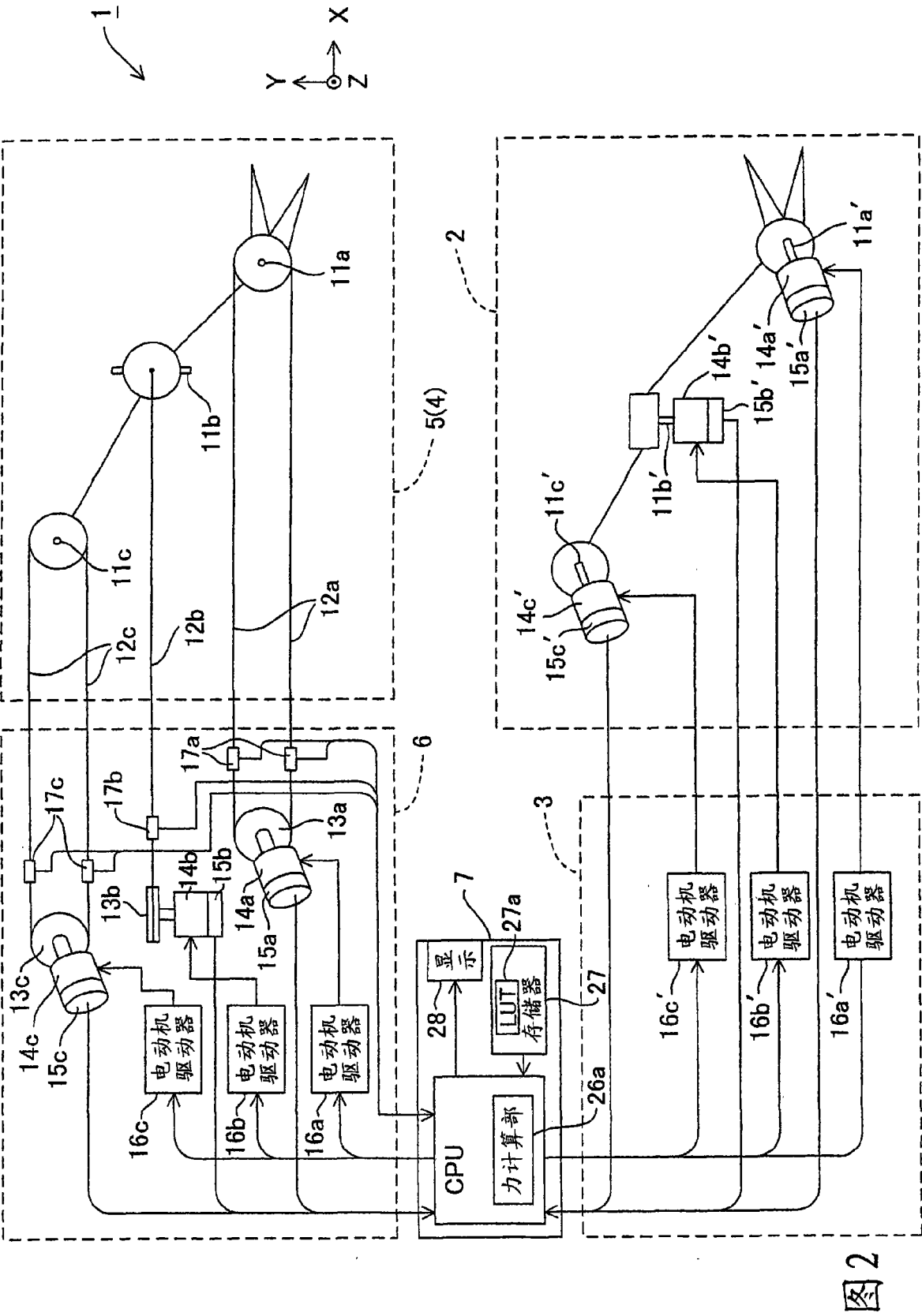


图1



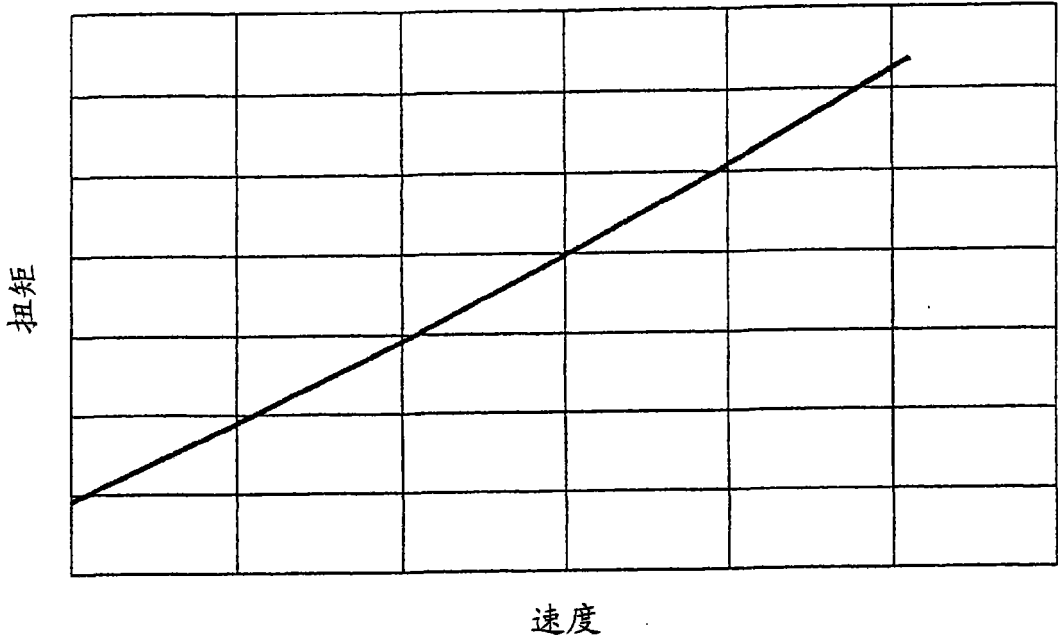


图 3

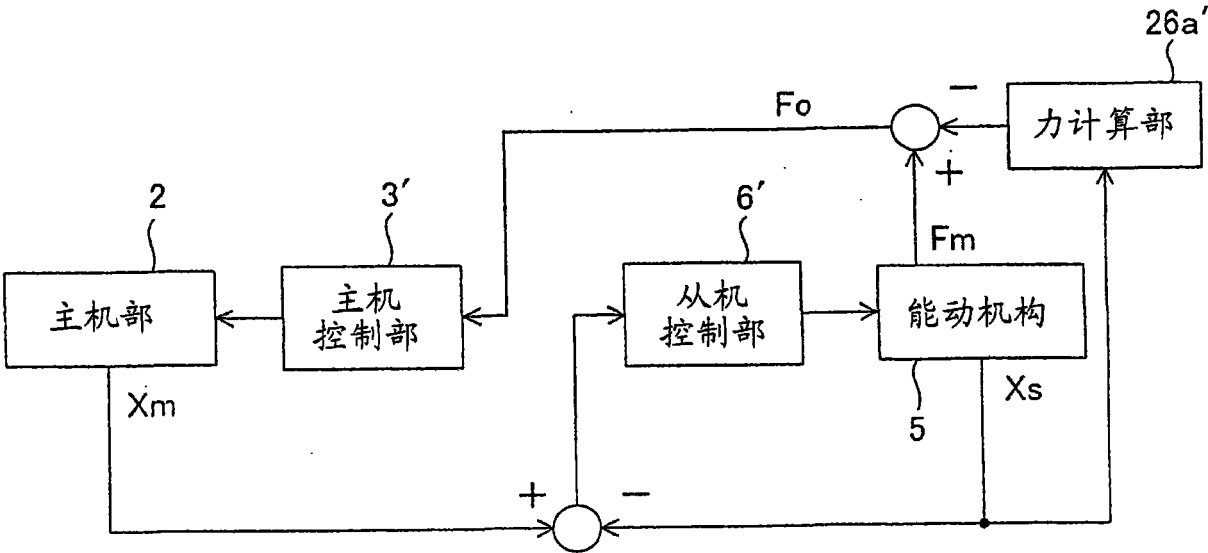


图 4A

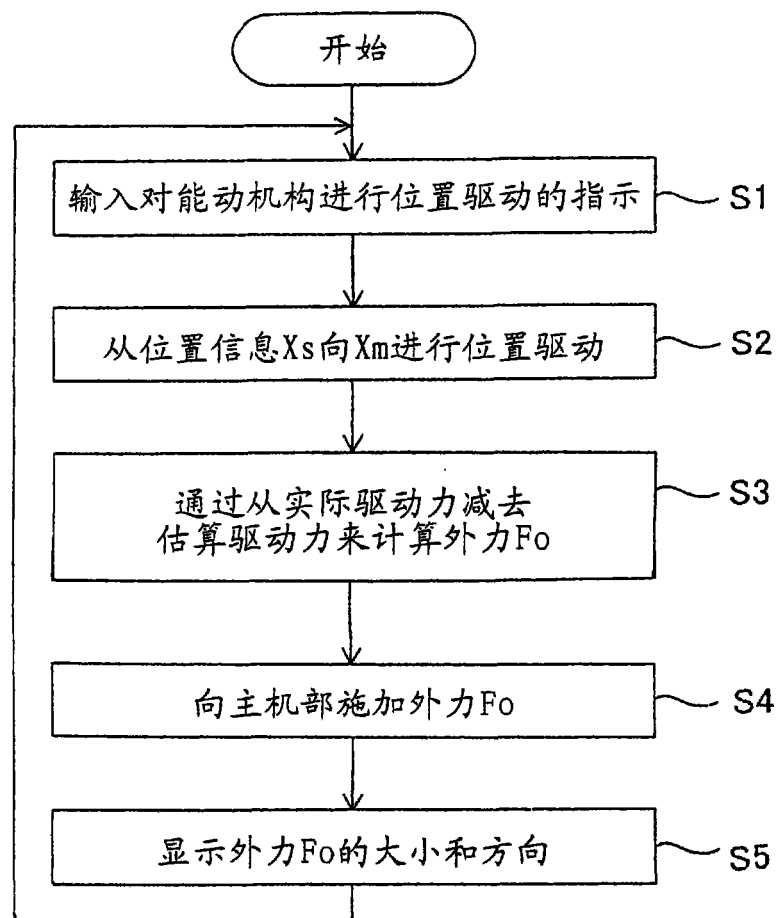


图 4B

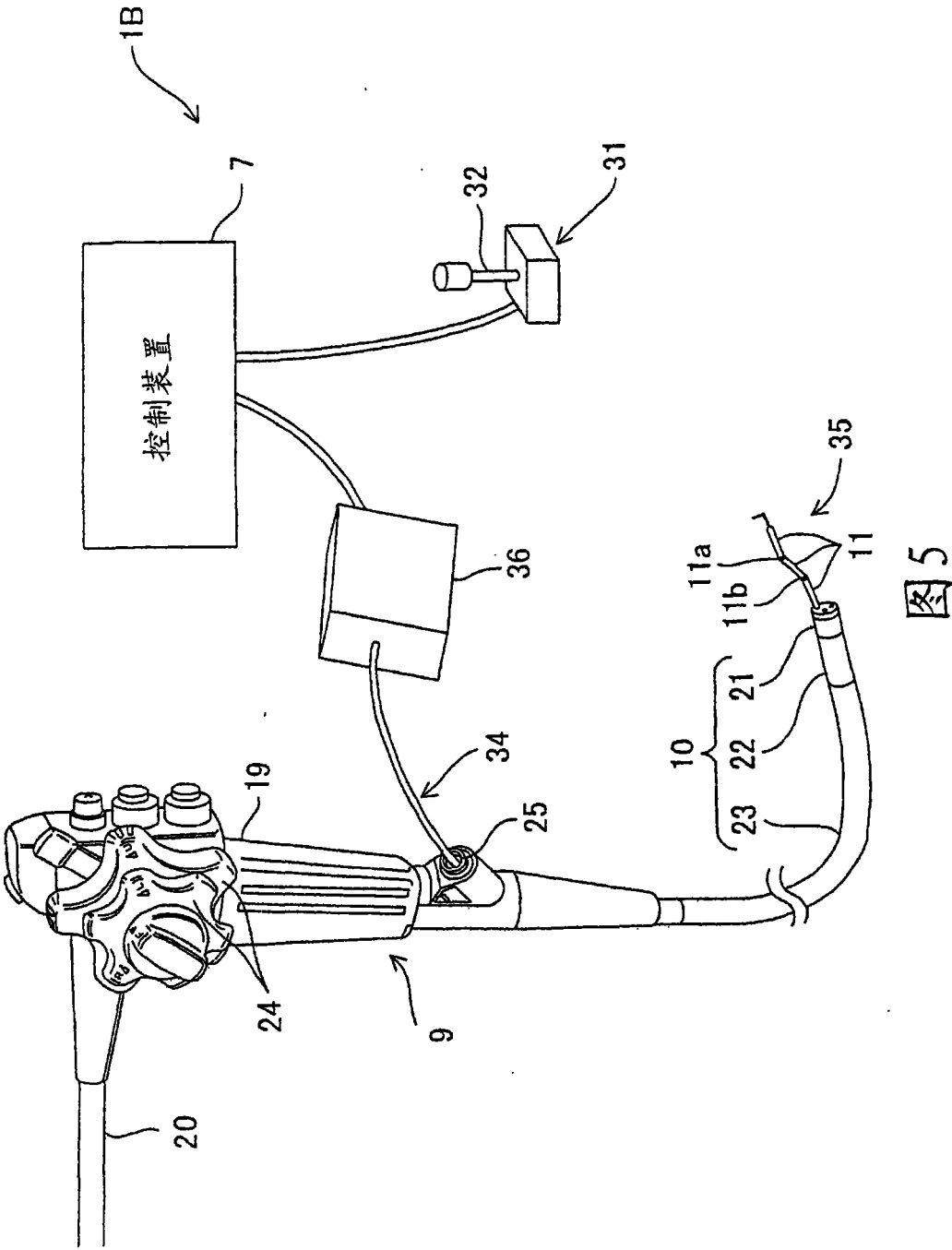


图5

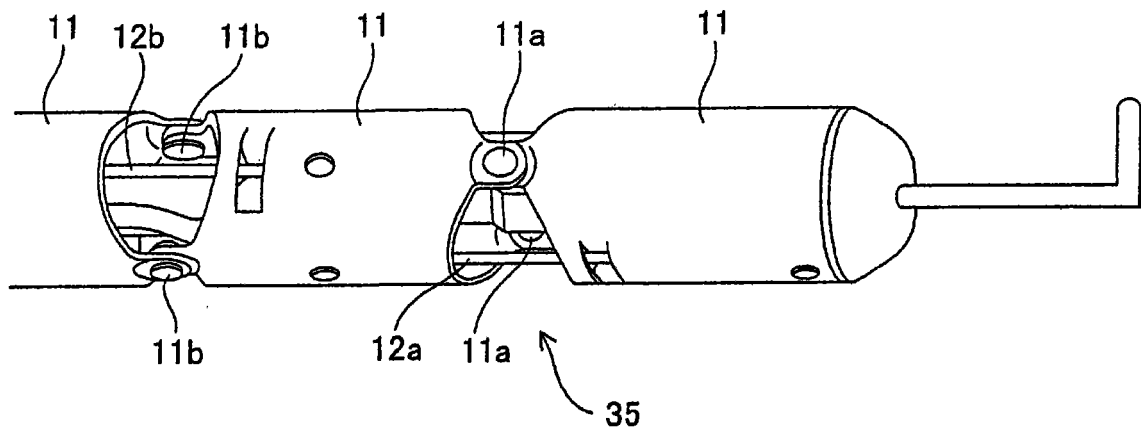


图6

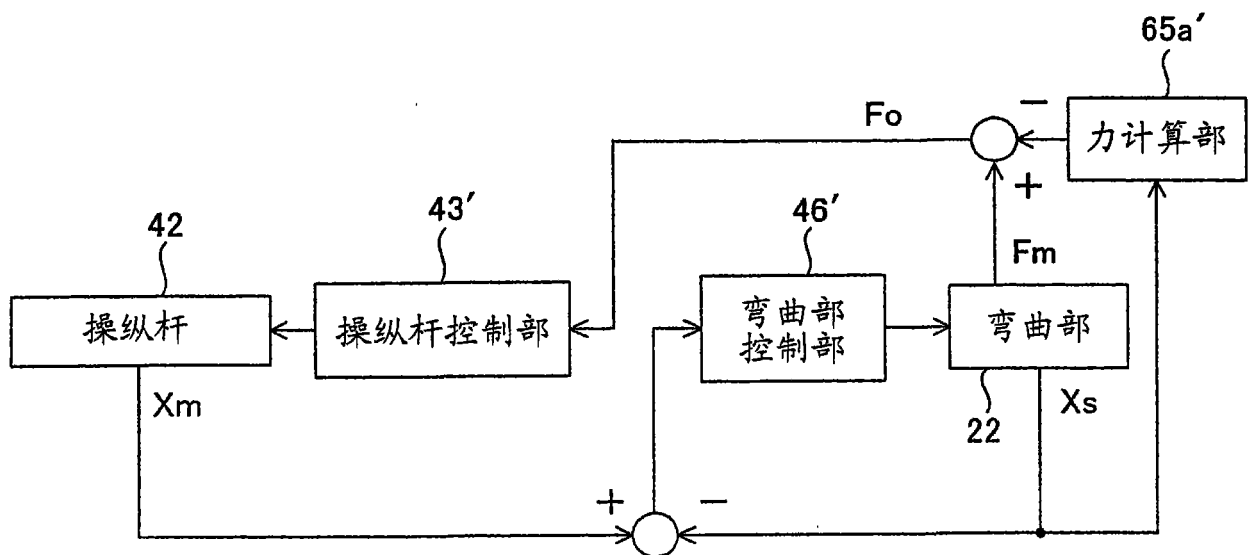


图8

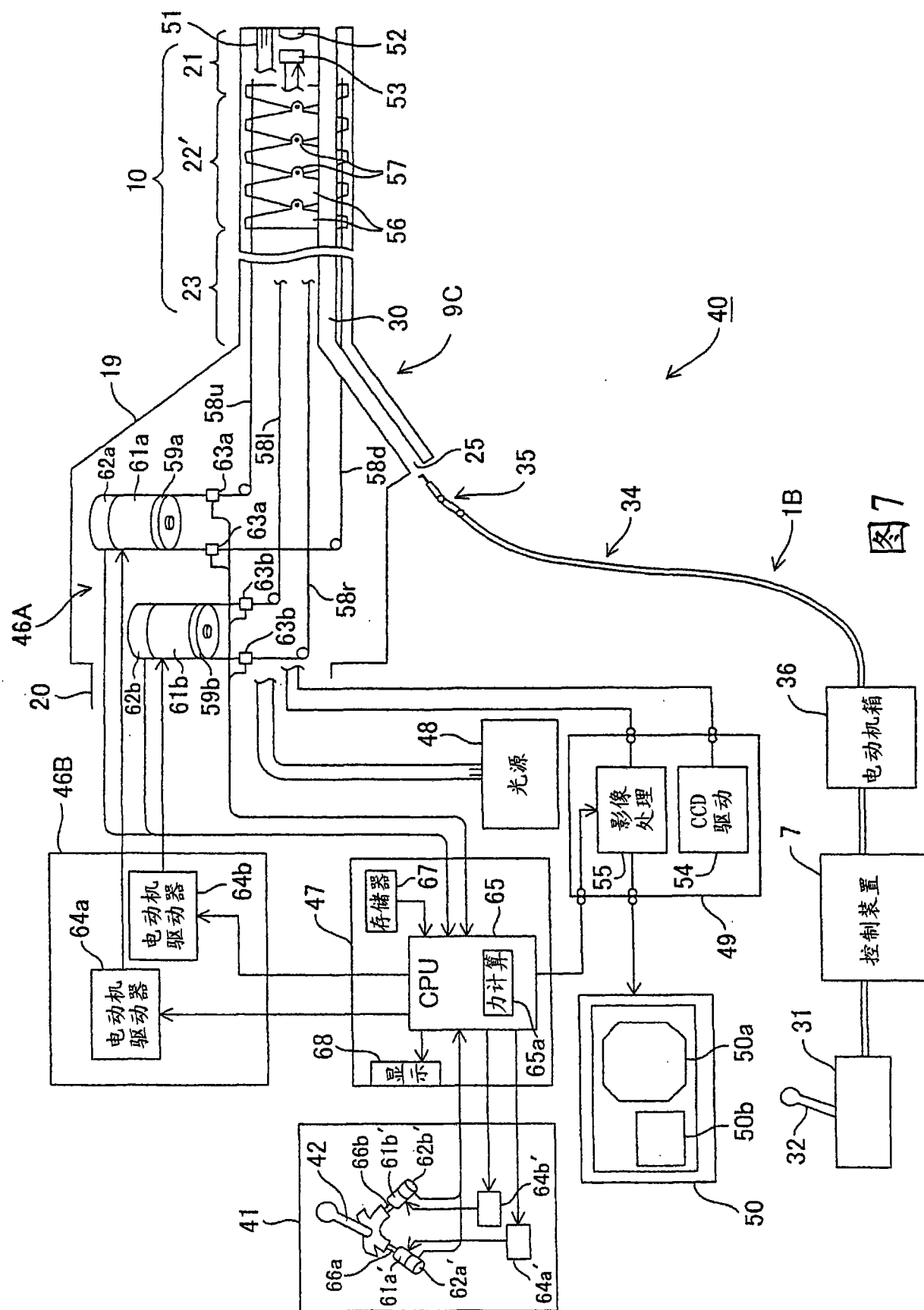
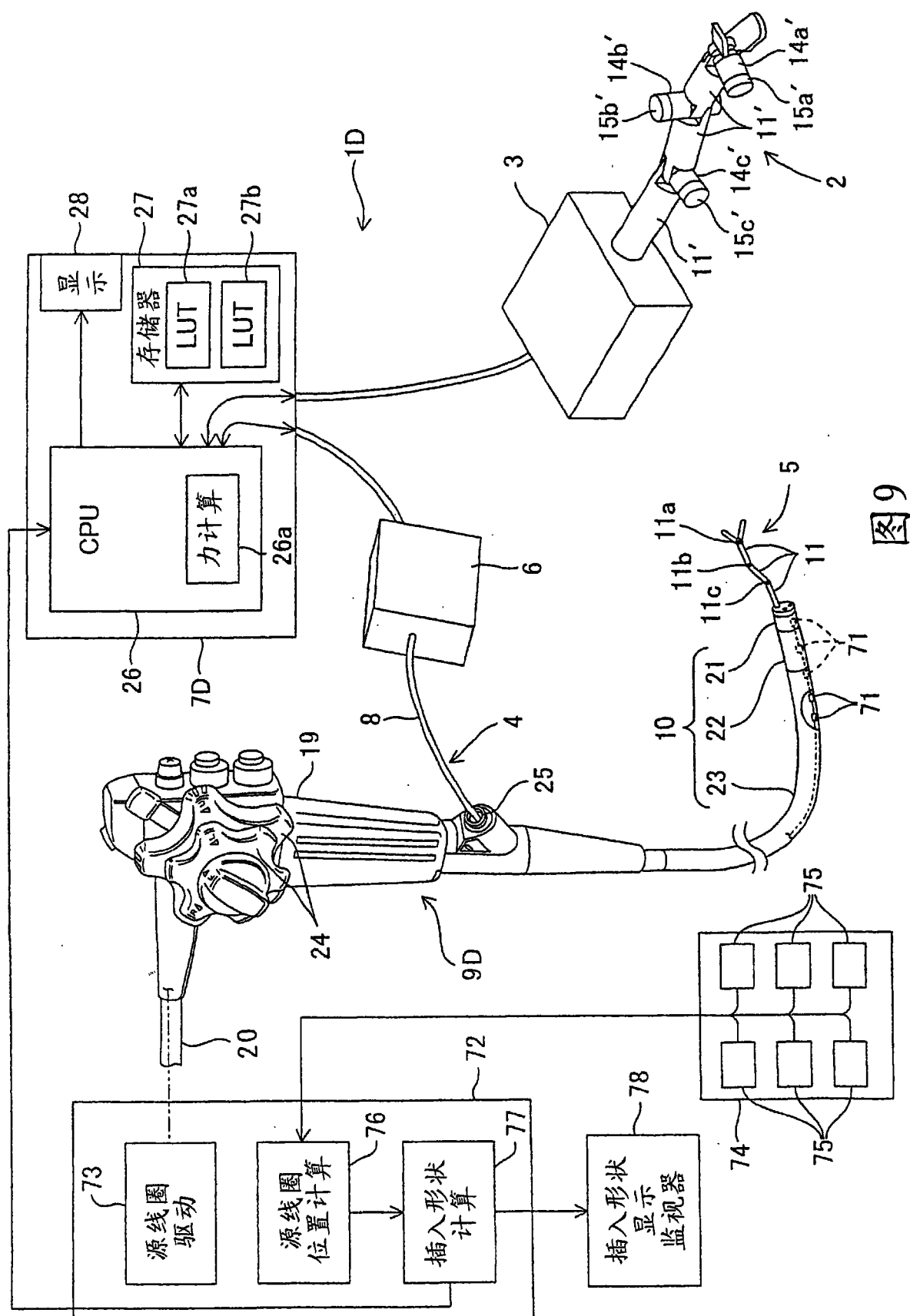


图7





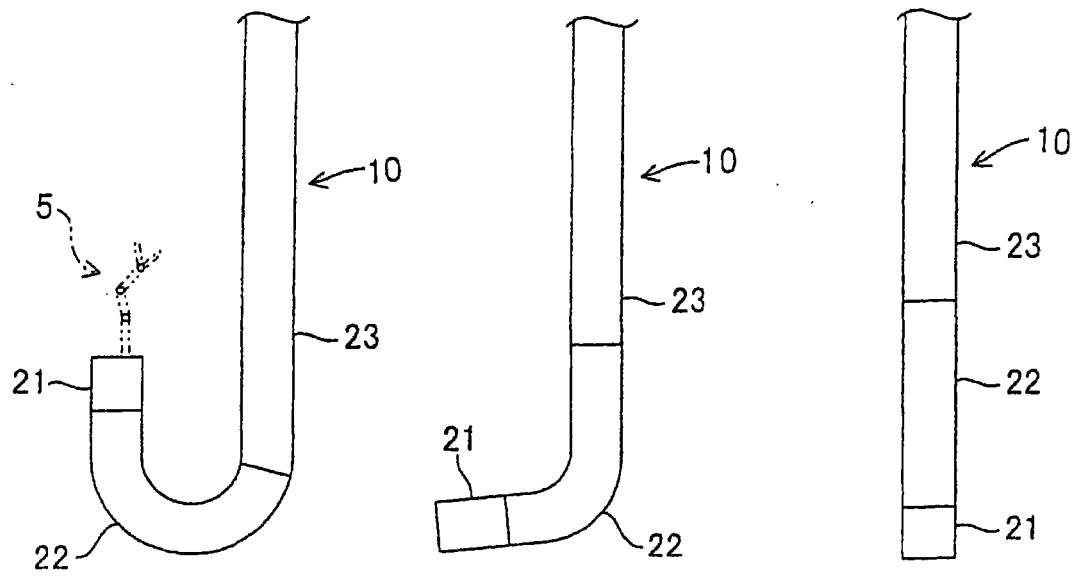


图10

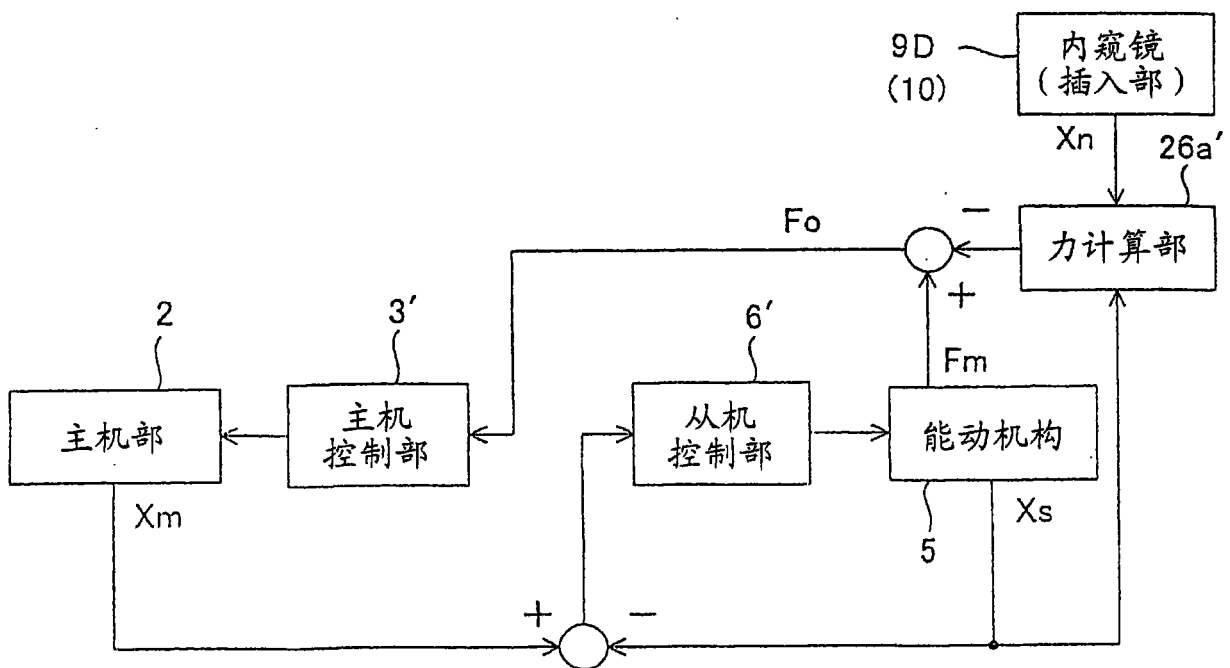


图11

专利名称(译)	能动驱动式医疗设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN101642364A</a>	公开(公告)日	2010-02-10
申请号	CN200910164109.8	申请日	2009-08-04
[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	吉江方史		
发明人	吉江方史		
IPC分类号	A61B1/005		
CPC分类号	A61B2017/003 A61B1/00147 A61B2017/2905 A61B2019/2223 A61B2017/0034 A61B2019/2269 A61B17/00234 A61B2019/2276 A61B19/22 A61B19/5212 A61B2017/2927 A61B1/0051 A61B2019/2242 A61B2017/00398 A61B2019/223 A61B2019/5206 A61B2019/464 A61B2019/2292 A61B2019/2211 A61B1/0016 A61B34/35 A61B34/37 A61B34/70 A61B34/71 A61B34/74 A61B34/76 A61B90/361 A61B2034/301 A61B2034/742 A61B2090/064 A61B2090/306		
优先权	2008201219 2008-08-04 JP		
其他公开文献	CN101642364B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供一种能动驱动式医疗设备，该能动驱动式医疗设备具有：能动机构，其具有设置在长尺寸部件的前端附近的自由转动的关节；能动机构驱动部；位置/姿势检测部，其检测能动机构的位置/姿势；指示输入部，其用于进行能动机构的位置/姿势的指示输入；以及力计算部，其根据位置/姿势的指示输入，计算与有效地作用于能动机构的外力对应的力，该力是从通过能动机构驱动部将能动机构从指示输入前的位置/姿势实际驱动到已指示输入的位置/姿势的情况下所需要的驱动力，减去在无负荷状态下驱动了能动机构的情况下的估算驱动力所得到的力。

