

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880005122.2

[43] 公开日 2009 年 12 月 23 日

[11] 公开号 CN 101610712A

[22] 申请日 2008.2.22

[21] 申请号 200880005122.2

[30] 优先权

[32] 2007.3.29 [33] JP [31] 089715/2007

[86] 国际申请 PCT/JP2008/053087 2008.2.22

[87] 国际公布 WO2008/120508 日 2008.10.9

[85] 进入国家阶段日期 2009.8.14

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 长谷川润

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 党晓林 李艳艳

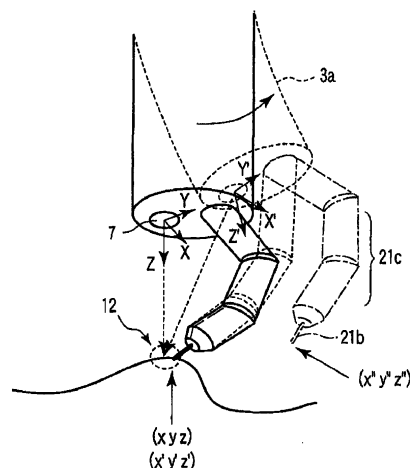
权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 8 页

[54] 发明名称

内窥镜的处置器械位置控制装置

[57] 摘要

本发明提供搭载了处置器械位置控制装置的内窥镜系统。根据伴随内窥镜的移动而拍摄到的图像来估计内窥镜主体(3)相对于对象部位的动作,根据该动作来估计一体移动的处置器械(21)的动作。关于该处置器械(21)的移动量,根据内窥镜移动后的位置,计算用于使其移动到处置位置的处置臂部(21c)的各关节的折曲、旋转和进退等的动作量,针对内窥镜的每次移动进行处置器械(21)的位置保持,以使各关节折曲并使处置臂部(21c)移动到原来的处置位置。



1. 一种内窥镜的处置器械位置控制装置，该内窥镜的处置器械位置控制装置具有：

内窥镜，其观察体腔内的生物体组织；

处置器械，其具有处置部和可动部，该处置部能够在所述内窥镜的插入部内进退且用于对所述生物体组织实施处置，该可动部能够使所述处置部折曲和进退；

驱动机构，其使所述处置器械的可动部折曲和进退，并使所述处置部的位置移动；

估计部，其估计从动于所述插入部的前端动作的所述处置部的移动方向和移动量；以及

控制部，其根据所述处置部的移动方向和移动量，对所述驱动机构进行驱动控制，以使所述处置部返回所述内窥镜动作前的位置。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜的处置器械位置控制装置，其中，所述处置器械的可动部通过多个关节和连接所述关节之间的杆构成为多关节结构。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜的处置器械位置控制装置，其中，所述估计部具有：

第1估计部，其估计所述内窥镜的动作；以及

第2估计部，其相对于所述内窥镜的动作，根据所述内窥镜和所述处置器械之间预先确定的位置关系，估计所述处置器械的所述处置部的移动方向和移动量，

根据所述处置器械的状况来估计所述处置部的位置，所述处置器械的状况基于：在所述内窥镜的插入部前端设置的摄像部拍摄到的图像上的所述处置部的动作；以及导入到所述控制部中的所述处置器械的可动部所具有的关节的角度信息、所估计出的平移移动信息和旋转信息。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜的处置器械位置控制装置，其中，所述驱动机构具有：

多个操作线，其一端分别与所述可动部的各关节连接；以及
电驱动机构，其被所述控制部控制，分别与所述操作线的另一端连接，牵引以及放松所述操作线的任一方，使所述可动部向期望方向折曲，
所述控制部根据通过所述估计部估计出的位置求出的所述处置部的移动方向和移动量，驱动所述电驱动机构，使所述处置器械返回所述内窥镜动作前的位置。

5. 一种内窥镜的处置器械位置控制装置，该内窥镜的处置器械位置控制装置具有：

内窥镜，其观察体腔内的生物体组织；

处置器械，其具有处置部和可动部，该处置部能够在所述内窥镜的插入部内进退且用于对所述生物体组织实施处置，该可动部能够使所述处置部折曲和进退；

驱动机构，其使所述处置器械的可动部折曲和进退，并使所述处置部的位置移动；

磁场产生部，其设于所述内窥镜的插入部内；

估计部，其检测所述磁场产生部产生的磁场，根据基于检测到的磁场的所述磁场产生部的位置来确定所述处置部的位置，估计从动于所述内窥镜的运动的所述处置部的移动方向和移动量；以及

控制部，其根据所述处置部的移动方向和移动量，对所述驱动机构进行驱动控制，以使所述处置部返回所述内窥镜动作前的位置。

6. 根据权利要求1或5所述的内窥镜的处置器械位置控制装置，其中，

在所述估计部估计为所述内窥镜的移动是与设于所述内窥镜的插入部前端侧的摄像部的摄像面平行移动时，将与所述摄像面正交的深度方向的距离固定为所述摄像部的光学系统的焦距，估计所述处置部的移动方向和移动量。

7. 根据权利要求1或5所述的内窥镜的处置器械位置控制装置，其中，

在所述内窥镜的所述插入部中以能够进退的方式贯穿插入所述处置

器械，所述插入部具有用于使在所述内窥镜的插入部前端设置的折曲部向期望方向折曲的电驱动机构。

8. 根据权利要求1或5所述的内窥镜的处置器械位置控制装置，其中，

在所述内窥镜的所述插入部的移动量小于预先确定的阈值的情况下，所述估计部保持所述处置器械的位置。

9. 根据权利要求1或5所述的内窥镜的处置器械位置控制装置，其中，

所述控制部针对由所述摄像部拍摄到的图像中在画面内任意确定的对象部位，估计时间序列相邻的图像间的所述内窥镜前端的动作，求出所述动作中平移向量的大小，由此计算绝对的内窥镜前端的动作。

10. 根据权利要求1或5所述的内窥镜的处置器械位置控制装置，其中，

所述内窥镜的插入部由具有多个关节的多关节结构构成，通过与安装在电动机的轴上的滑轮连接的操作线的牵引以及放松，各关节进行弯曲动作，该内窥镜的处置器械位置控制装置具有电驱动机构，该电驱动机构基于所述控制部的指示驱动所述电动机，来进行移动和姿势保持动作。

11. 根据权利要求4或10所述的内窥镜的处置器械位置控制装置，其特征在于，

所述内窥镜的插入部的电驱动机构和所述处置器械的可动部的电驱动机构是主从型装置，分别具有通过手术医生的操作而远距离指示所述插入部和所述处置部的位置和姿势的输入装置。

12. 根据权利要求4或10所述的内窥镜的处置器械位置控制装置，其中，

根据所述各关节的折曲、旋转和进退的动作量，所述估计部计算所述处置部的移动量。

内窥镜的处置器械位置控制装置

技术领域

本发明涉及内窥镜的处置器械位置控制装置，该处置器械位置控制装置对贯穿插入内窥镜的钳子通道内的处置器械进行位置控制。

背景技术

一般地，作为对体腔内的病变等进行观察的设备，公知有内窥镜。关于该内窥镜，在插入体腔内的内窥镜的插入部的前端部分或装置主体内设有摄像部，将期望的观察对象作为图像显示在监视器上。该插入部具有挠性，设有从基端侧贯通到前端部的通道（钳子通道）。根据需要，从钳子通道的插入口贯穿插入钳子或电手术刀等处置器械，能够一边观察内窥镜图像，一边对病变等实施各种处置。

以往，一只手握持操作部进行手动操作，使插入部的弯曲部适当弯曲来观察病变等，另一只手操作处置器械。近年来，为了减轻手术医生操作内窥镜的负担，例如提出了日本专利第 3007715 号所公开的电动化的内窥镜。并且，在处置器械中，为了减轻手术医生的操作负担，并通过缩短手术时间来减轻患者的负担，例如提出了日本特开 2003-127076 号公报所公开的电动化和机器人化的处置器械。

如上所述，处置器械通常从钳子通道的插入口贯穿插入到前端的钳子口，使钳子或电手术刀从前端部突出。处置器械能够在钳子通道内进退，但与内窥镜的前端部分一体移动。即，当内窥镜的前端部分移动时，处置器械也同等移动。

即，关于从内窥镜的基端侧贯穿插入到前端部的处置器械，手术医生改变观察视野时、或由于患者体腔内的活体动作（蠕动运动、呼吸、心脏等）而使内窥镜移动时，处置中的处置器械也一体移动，所以，手术医生需要进行使处置器械的前端返回处置部位的移动操作。

发明内容

本发明为了达成上述目的，提供一种内窥镜的处置器械位置控制装置，该内窥镜的处置器械位置控制装置具有：内窥镜，其观察体腔内的生物体组织；处置器械，其具有处置部和可动部，该处置部能够在所述内窥镜的插入部内进退且用于对所述生物体组织实施处置，该可动部能够使所述处置部折曲和进退；驱动机构，其使所述处置器械的可动部折曲和进退，并使所述处置部的位置移动；估计部，其估计从动于所述插入部的前端动作的所述处置部的移动方向和移动量；以及控制部，其根据所述处置部的移动方向和移动量，对所述驱动机构进行驱动控制，以使所述处置部返回所述内窥镜动作前的位置。

并且，本发明提供一种内窥镜的处置器械位置控制装置，该内窥镜的处置器械位置控制装置具有：内窥镜，其观察体腔内的生物体组织；处置器械，其具有处置部和可动部，该处置部能够在所述内窥镜的插入部内进退且用于对所述生物体组织实施处置，该可动部能够使所述处置部折曲和进退；驱动机构，其使所述处置器械的可动部折曲和进退，并使所述处置部的位置移动；磁场产生部，其设于所述内窥镜的插入部内；估计部，其检测所述磁场产生部产生的磁场，根据基于检测到的磁场的所述磁场产生部的位置来确定所述处置部的位置，估计从动于所述内窥镜的动作的所述处置部的移动方向和移动量；以及控制部，其根据所述处置部的移动方向和移动量，对所述驱动机构进行驱动控制，以使所述处置部返回所述内窥镜动作前的位置。

附图说明

图1是示出搭载了第1实施方式的处置器械位置控制装置的内窥镜系统的整体结构的图。

图2是用于说明第1实施方式所涉及的移动处理的流程图。

图3A是用于说明内窥镜前端的动作的估计的图。

图3B是示出内窥镜前端的外观结构的图。

图 3C 是示出内窥镜前端进行移动的处置部的位置的图。

图 4 是示出搭载了第 2 实施方式所涉及的处置器械位置控制装置的内窥镜系统的整体结构的图。

图 5A 是用于说明第 3 实施方式所涉及的内窥镜系统的根据所估计的内窥镜前端的动作来估计处置器械的移动的图。

图 5B 是示出第 3 实施方式所涉及的内窥镜系统的内窥镜的处置位置的图。

图 5C 是示出第 3 实施方式所涉及的内窥镜系统的内窥镜移动后的处置位置的图。

图 6 是示出搭载了第 4 实施方式所涉及的处置器械位置控制装置的内窥镜系统的整体结构的图。

图 7 是用于说明第 5 实施方式所涉及的内窥镜系统移动处理的流程图。

具体实施方式

下面，参照附图详细说明本发明的实施方式。

图 1 是示出搭载了本发明的第 1 实施方式所涉及的处置器械位置控制装置的内窥镜系统的整体结构的图。

该内窥镜系统大致由内窥镜 1 和处置器械位置控制装置 2 构成。本发明能够应用于在插入部前端设置摄像元件的电子内窥镜、以及对由纤维镜体导入的光像进行摄像的内窥镜，但是，在以下说明的实施方式中，将电子内窥镜作为一例进行说明。

内窥镜 1 由内窥镜主体 3 和装置主体 4 构成。内窥镜主体 3 由插入体腔内的插入部 3a、和使设于插入部 3a 前端侧的弯曲部 3b 弯曲的操作部 3c 构成。在插入部 3a 上设有从在基端侧开口的插入口 3d 贯通到前端部 3e 的孔即所谓的钳子通道的钳子口 5、以及传播用于对观察视野进行照明的照明光的光导纤维 6 等。进而，在前端部 3e 上设有包含 CCD 等摄像元件和光学系统在内的摄像部 7。通过摄像部 7 拍摄到的病变等的图像数据通过操作部 3c，送出到由缆线（光导纤维、图像信号线和控制信

号线等) 3g 连接的装置主体 4 的后述的图像处理部 8。在操作部 3c 上设有操作转盘 3f, 该操作转盘 3f 用于供操作者或手术医生进行操作并使弯曲部 3b 弯曲, 从而使期望的观察对象物(病变部) 12 进入观察视野(或摄像视场) 内。

装置主体 4 由以下部分构成: 对通过摄像部 7 拍摄的图像数据进行各种图像处理和数据处理的数据部 8; 生成通过光导纤维从照明光窗 6 对观察视野进行照射的照明光的光源部 9; 进行内窥镜系统整体的控制和运算处理等的控制部 10; 以及显示所拍摄到的图像、与该图像有关的数据和装置状态或操作指示等的监视器 11。

处置器械位置控制装置 2 由以下部分构成: 对病变部 12 实施处置的例如安装有高频电手术刀等的处置器械 21; 进行处置器械 21 的控制的处置器械控制部 22; 根据处置器械控制部 22 的控制信号来驱动处置器械 21 的电动机单元 23; 以及向处置器械 21 即高频电手术刀提供高频电源的电源装置 24。进而, 处置器械位置控制装置 2 具有: 作为输入装置的操纵杆 25, 其与处置器械控制部 22 连接, 通过手术医生的手部操作来指示处置器械 21 的位置和姿势; 脚踏开关 26, 其与电源装置 24 连接, 通过手术医生的脚部操作进行向高频电手术刀提供高频电源的指示; 以及配极板 27, 其与电源装置 24 连接, 贴在进行处置的患者 13 的身体表面。

该处置器械位置控制装置 2 是能够根据操纵杆 25 的操作使处置部移动到期望位置(部位) 的主从型电动处置器械。另外, 在设定为进行本实施方式的处置器械 21 的位置控制时, 在通过手术医生等操作了操纵杆 25 的情况下, 使操纵杆 25 的操作指示优先。

处置器械 21 由以下部分构成: 贯穿插入钳子通道内、能够进退且具有软性特性的处置器械插入部 21a; 对病变部 12 实施处置的例如高频电手术刀等的处置部 21b; 以及与处置器械插入部 21a 和处置部 21b 连接且能够使处置部 21b 三维移动的可动部(处置臂部) 21c。处置臂部 21c 具有使处置部 21b 三维移动的结构。在本实施方式中, 处置臂部 21c 例如采用组合多个关节和短小杆的多关节结构(折曲、轴向的旋转等)。除了该多关节以外, 作为可动部, 例如还可以使用形成为圆柱形状的压电元

件等各种结构部位。

处置器械插入部 21a 的基端侧通过连接部 28 与电动机单元 23 连接。电动机单元 23 由以下部分构成：通过处置器械插入部 21a 内且一端与处置臂部 21c 的各关节连接的操作线 29；与操作线 29 的另一端连接的滑轮 30；以及在旋转轴上嵌装有滑轮 30 的电动机 31。这些电动机 31 由处置器械控制部 22 单独驱动控制。在该结构中，通过处置器械控制部 22 的驱动控制使电动机 31 旋转，利用卷绕在滑轮 30 上的操作线 29 的牵引力使处置臂部 21c 的各关节折曲。并且，通过设于电动机单元 23 内的由未图示的电动机等构成的致动器，使处置器械插入部 21a 进退、旋转，由此，使处置部 21b 旋转、进退。

处置器械控制部 22 由以下部分构成：输入来自操纵杆 25 的指示、功能控制的条件或参数的功能控制输入部 41；进行各种运算处理和对各结构部位发出指示的中央处理部（CPU）42；保存图像和通信数据等的存储器 43；对电动机单元 23 内的各电动机 31 进行驱动控制的电动机驱动器 44；以及利用缆线 45 与电动机单元 23 连接并进行通信的电动机单元通信部 46。

CPU 42 大致分为：第 1 估计部 42a，其通过后述的手法，进行根据内窥镜的摄像部 7 拍摄到的图像数据来估计内窥镜的动作（运动向量）及其动作量的运算处理；第 2 估计部 42b，其根据该动作和动作量来计算对处置臂部 21c 赋予的移动方向和移动量，以使处置部 21b 返回到移动前在内窥镜中的处置位置；以及控制部 42c，其控制处置器械位置控制装置 2 的各结构部位。存储器 43 存储从图像接收部所接收到的图像、CPU 42 的运算结果以及通信数据等，该图像接收部用于从内窥镜主体 3 接收内窥镜前端的摄像部 7 拍摄到的图像。进而，功能控制输入部 41 具有进行相对于观察对象将处置部 21b 的前端固定在特定位置（部位）的功能的 ON/OFF 的开关 47、以及显示功能的状态的显示器 48。

该处置器械控制部 22 根据手术医生对操纵杆 25 的操作量，向电动机驱动器 44 发送驱动各电动机 31 的控制信号，分别使各电动机 31 旋转。在各电动机 31 上分别安装有对转速进行计测的未图示的编码器。编码器

生成与转速对应的信号，送出到处置器械控制部 22，进行针对电动机 31 的反馈控制。

在电源装置 24 上设有显示电源的供给状态等的显示器 51、输出瓦数输入面板 52、输出模式选择面板 53、以及电力输出端子 54。电力输出端子 54 通过缆线 55 向处置部 21b 即高频电手术刀供给从设于内部的电源单元（未图示）输出的高频电力。该缆线 55 与所述的操作线 29 一起贯穿插入处置器械插入部 21a 内，与高频电手术刀连接。

搭载了这样构成的处置器械位置控制装置的内窥镜系统如后所述那样，根据时间序列相邻的图像来估计内窥镜的弯曲部 3b 相对于观察对象（即病变部 12）的动作，根据估计出的动作求出处置器械前端的处置部 21b 的动作。根据处置部 21b 的动作，计算用于使其移动而返回到移动前的处置部 21b 的位置的各关节的折曲、旋转、进退等的动作量，使处置部 21b 移动而返回移动前的位置。移动时，每次反复实施移动处理。另外，在本发明的实施方式中，处置部 21b 移动前的位置不是三维坐标上一点的位置，而是考虑了包含其附近的区域的大体位置。

参照图 2 所示的流程图详细说明该移动处理。

首先，处置器械控制部 22 根据由摄像部 7 拍摄到的时间序列相邻的图像数据，估计内窥镜相对于对象部位的动作（步骤 S1）。具体而言，根据从内窥镜输入的以时间序列连续输入的图像数据，生成各个图像间的位移映射图。作为该手法，例如，针对在所拍摄到的各画面内任意确定的对象部位（例如病变部 12），利用一个图像间的位移映射图，估计一个图像间的运动向量（平移向量 h 和旋转矩阵 R ：设平移向量为单位向量）。根据与各图像对应的位移映射图，估计运动向量即内窥镜前端的动作。关于该平移向量和旋转矩阵，例如在日本专利第 3347385 号中进行了详细公开。并且，针对平移向量大小的估计（ $H=kh$ ）方法例如在日本特开平 9-026547 号公报中进行了详细公开，作为公知技术，省略详细说明。

接着，通过 CPU 42 的第 2 估计部，根据内窥镜前端的动作（平移向量 H 、旋转 R ），估计处置部 21b 的动作（步骤 S2）。参照图 3A～(c) 说明该动作。另外，关于以下示出的坐标，原点 $(0, 0, 0)$ 以通过设于

内窥镜前端的摄像部 7 和光学系统所设定的视点位置为中心,规定 X 轴、Y 轴、Z 轴。

如图 3A 所示,例如在内窥镜移动前,处置部 21b 位于病变部 12 的位置 (x, y, z) ,内窥镜由于某种原因移动后,该移动前的处置部 21b 的位置 (x', y', z') 为数式 1。

[数式 1]

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = R^{-1} \begin{pmatrix} x - H_x \\ y - H_y \\ z - H_z \end{pmatrix}。$$

其中, H: 内窥镜的平移, R: 内窥镜的旋转。与此相对,该移动后的处置部 21b 的位置 (x'', y'', z'') 为数式 2。

[数式 2]

$$\begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

此时,内窥镜前端和处置臂部 21c (从钳子通道的钳子口 5 延伸出来的部分)的位置关系没有变化,所以,实质上处置部 21b 从位置 (x', y', z') 向位置 (x'', y'', z'') 移动。

根据通过使处置臂部 21c 的关节动作的电动机 31 的旋转量 (例如通过各电动机 31 连接的编码器的值计算)求出的关节的角度、关节的长度、各关节的连接状态,求出处置部 21b 的位置 (x, y, z) 。但是,需要进行初始化,以在以内窥镜的前端为基准的坐标系中使处置部 21b 的动作一致 (例如对系统进行初始化,以使内窥镜的弯曲的 UP/DOWN 方向和处置部 21b 的 UP/DOWN 方向一致)。并且,根据式 (1) 和式 (2) 计算内窥镜移动后的处置部 21b 的位置 (x', y', z') ,根据所得到的位置 (x', y', z') 、关节的长度、各关节的连接状态,通过逆运动学求出各关节的角度。

逆运动学是如下的方法:根据作业空间中的机械手 (处置器械) 的位置、姿势信息来估计联轴节 (关节的角度等) 的具体值。设联轴节 1、

2、...、n 的联轴节参数 Φ 为数式 3,

[数式 3]

$$\Phi = (\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n)^T$$

设机械手的位置、姿势为数式 4 时,

[数式 4]

$$E_p = (x_{Ep}, y_{Ep}, z_{Ep}, Roll_{Ep}, Yaw_{Ep}, Pitch_{Ep})^T$$

该关系由下面的数式 5 表现。

[数式 5]

$$E_p = A(\Phi)$$

这里, 设机械手的位置、姿势的目标 P 为数式 6 时,

[数式 6]

$$P_p = (x_{Pp}, y_{Pp}, z_{Pp}, Roll_{Pp}, Yaw_{Pp}, Pitch_{Pp})^T$$

为了使机械手成为 P_p 的状态, 需要求出满足数式 7 的 Φ 。

[数式 7]

$$P_p = A(\Phi)$$

但是, 这些关系式为非线性, 所以, 为了求出 Φ , 一般求出利用 Φ 要素对 E_p 进行偏微分的雅可比矩阵 $J(\Phi)$,

[数式 8]

$$J(\Phi) = \begin{pmatrix} \frac{dx_{ep}}{d\theta_1} & \frac{dx_{ep}}{d\theta_2} & \dots & \frac{dx_{ep}}{d\theta_n} \\ \frac{dy_{ep}}{d\theta_1} & \frac{dy_{ep}}{d\theta_2} & \dots & \frac{dy_{ep}}{d\theta_n} \\ \frac{dz_{ep}}{d\theta_1} & \frac{dz_{ep}}{d\theta_2} & \dots & \frac{dz_{ep}}{d\theta_n} \\ \frac{dRoll_{ep}}{d\theta_1} & \frac{dRoll_{ep}}{d\theta_2} & \dots & \frac{dRoll_{ep}}{d\theta_n} \\ \frac{dYaw_{ep}}{d\theta_1} & \frac{dYaw_{ep}}{d\theta_2} & \dots & \frac{dYaw_{ep}}{d\theta_n} \\ \frac{dPitch_{ep}}{d\theta_1} & \frac{dPitch_{ep}}{d\theta_2} & \dots & \frac{dPitch_{ep}}{d\theta_n} \end{pmatrix}$$

根据

[数式 9]

$$\dot{\Phi} = J(\Phi)^{-1} \dot{E}_p$$

通过约束计算求出满足下式的 Φ 。

$$P_p = A(\Phi)$$

根据该计算出的动作量，使处置臂部 21c 的各关节折曲，使处置部 21b 移动到病变部 12 的位置（步骤 S4）。

在处置部 21b 对病变部 12 的处置结束之前，反复进行基于该处置臂部 21c 的折曲、旋转和进退动作的处置部 21b 的位置保持（步骤 S5）。

即，通过逆问题求出各关节的折曲、旋转和进退动作，实施移动。

如以上说明的那样，根据本实施方式，即使在处置器械处置中，在由于手术医生的情况而移动观察视野、或由于患者体腔内的生物体的动作而使内窥镜移动的情况下，处置器械的处置部也不会偏离处置中的对象部位，而保持该位置。因此，不需要手术医生使处置部返回原来位置的移动操作，手术医生能够专心于处置，减轻操作负担和疲劳。

接着，说明本发明的第 2 实施方式。

图 4 是示出搭载了第 2 实施方式所涉及的处置器械位置控制装置的内窥镜系统的整体结构的图。

该内窥镜系统在所述图 1 所示的第 1 实施方式的内窥镜系统的结构中，进一步在内窥镜主体 3 的前端侧设置磁场产生线圈，利用内窥镜形状观察装置检测所产生的磁场，估计内窥镜前端的位置。在本实施方式中，除了磁场产生线圈和内窥镜形状观察装置以外的结构部位与图 1 所示的内窥镜系统相同，标注相同参照符号并省略重复说明。

如图 4 所示，内窥镜主体 3 在插入部 3a 的弯曲部 3b 的前端设置至少一个磁场产生用线圈 61。并且，在患者附近配置内窥镜形状观察装置 62。该内窥镜形状观察装置 62 由磁场检测单元 63、位置估计部 65 和监视器 66 构成。

磁场检测单元 63 在框体内部具有用于检测磁场产生线圈 61 产生的磁场的多个磁场检测线圈 64（64a、64b、…、64n）。位置估计部 65 接收

由磁场检测线圈 64 检测出的磁场数据, 估计磁场产生线圈 61 的位置。但是, 所估计出的磁场产生线圈 61 的位置是以磁场检测单元 63 为基准的坐标系的值。详细情况在日本专利第 3571675 号中进行了公开。所估计出的磁场产生线圈 61 的位置信息通过信号线 67 送出到处置器械控制部 22, 处置器械控制部 22 的 CPU 42 根据与磁场产生线圈 61 的位置关系 (设计值), 计算由摄像部 7 进行拍摄时插入部 3a 的前端位置 (通过 CCD 等摄像元件和光学系统设定的视点位置)。根据所计算出的插入部 3a 前端位置来计算各图像间的移动量 (平移向量的大小), CPU 42 使用所计算出的移动量 (平移向量的大小), 利用第 1 估计部 42a 估计内窥镜的插入部 3a 的移动方向和移动量。

另外, 在该结构例中, 磁场检测线圈 64 是设于磁场检测单元 63 的框体内部的例子, 但是, 也可以以包围患者的方式配置在周围附近。

根据以上说明的搭载了第 2 实施方式的处置器械位置控制装置的内窥镜系统, 能够准确地计算内窥镜的动作量 (平移向量的大小), 所以, 能够准确地移动处置部 2c。

接着, 说明本发明的第 3 实施方式。

在该第 3 实施方式中, 根据图像间的匹配来估计内窥镜前端的移动, 求出处置器械的位置, 与摄像元件的摄像面平行地移动到原来的位置。本实施方式的结构与所述图 1 所示的第 1 实施方式的结构相同, 其结构参照图 1。

如图 5A、5B、5C 所示, 在移动前的画面上进行处置的内窥镜的观察视野内, 设处置器械 21 的前端 (处置部 21b 或病变部 12) 的位置为 $p(x_p, y_p, f)$ [f : 摄像部 7 的光学系统的焦距], 内窥镜移动后的处置位置 (内窥镜移动前的处置器械 21 的前端所存在的位置) 为 $P'(x_{p'}, y_{p'}, z_{p'})$ 。在内窥镜移动后的图像中, 能够通过图像间的匹配求出移动前的处置部 21 的前端所存在的位置 p 。该匹配是如下处理: 以内窥镜移动前的图像内的例如处置部 21 的前端所存在附近的部分图像为模板, 在内窥镜移动后的图像内探索, 确定其位置。在模板内存在处置部 21 的情况下, 检测处置部 21 的区域, 不将该区域作为计算图像间匹配程度的处理对象。

从内窥镜移动后的处置部 21 的前端的位置 $q(xq', yq', f)$ 到内窥镜移动后的处置位置 $p'(xp', yp', f)$ 的画面上的移动如下式所示。

[数式 10]

$$m = \begin{pmatrix} x'q - x'p \\ y'q - y'p \\ 0 \end{pmatrix}$$

其中, f : 在内窥镜前端组装的摄像部 7 的焦距。

关于处置部 21 的前端的三维位置 $Q'(XQ', YQ', ZQ')$, 根据与电动机连接的编码器的值求出处置部 21 的各关节的折曲、旋转、进退的大小。使用内窥镜移动后的处置部 21 的前端的 Z 分量的值 ZQ' , 在与摄像部 7 的摄像元件的摄像面平行地使处置部 21 的前端移动到处置位置 (病变部 12 的位置: 内窥镜移动前处置部 21 的前端所存在的位置) 附近的情况下, 移动方向和大小如下式所示。

[数式 11]

$$M = \frac{z'q}{f} \begin{pmatrix} x'q - x'p \\ y'q - y'p \\ f \end{pmatrix}$$

如以上说明的那样, 根据搭载了本实施方式的处置器械位置控制装置的内窥镜系统, 在内窥镜与摄像元件的摄像面平行地移动的情况下, 与所述第 1 和第 2 实施方式相比, 能够更快速地估计内窥镜的动作, 能够以接近实时的速度移动处置部。

接着, 说明本发明的第 4 实施方式。

图 6 所示的本实施方式的内窥镜构成为内窥镜主体的折曲部电动弯曲。该实施方式是内窥镜主体电动化的结构, 除此之外的结构部位与所述图 1 所示的第 1 实施方式的部件相同, 标注相同参照符号并省略其详细说明。

内窥镜主体 3 的电动弯曲操作部 71 具有: 一端与折曲部 3b 连接的多个操作线 72; 与各操作线 72 的另一端连接的多个滑轮 73; 在旋转轴上嵌装有各滑轮 73 的电动机 74; 单独驱动各个电动机 74 的驱动器 75;

设置在各电动机上的编码器 76; 以及根据编码器 76 检测出的值来控制电动机驱动器 75 的弯曲控制部 77。进而, 弯曲控制部 77 与用于指示弯曲操作的弯曲用操纵杆 78 连接。

并且, 电动弯曲操作部 71 与装置主体 4 之间利用缆线 79 连接。该缆线 79 中包含送出照明光的光导纤维以及由图像信号线和控制信号线等构成的信号线。并且, 在本实施方式中, 示出在内窥镜和处置器械上分别设置操纵杆的结构例, 但是, 也可以构成为将这些操作功能集中在一个操纵杆上。进而, 能够在本实施方式中搭载所述第 2 实施方式的内窥镜系统的磁场产生线圈和内窥镜形状观察装置。

根据各个操作线牵引的电动机的旋转量(编码器输出值), 求出内窥镜主体和处置器械的弯曲量。因此, 根据内窥镜用电动机的旋转量来估计内窥镜前端的动作, 通过估计出的值使处置器械的前端移动。

根据以上说明的搭载了本实施方式的处置器械位置控制装置的内窥镜系统, 除了所述第 1 和第 3 实施方式的效果以外, 通过由操纵杆等构成的能够简单操作内窥镜和处置器械的操作开关来指示处置器械和内窥镜的折曲动作, 所以, 能够减轻手术医生的疲劳负担。进而, 如果在本实施方式中搭载第 2 实施方式的内窥镜系统的磁场产生线圈和内窥镜形状观察装置, 则不进行基于图像处理的位置检测, 所以, 不需要基于 CPU 的高度运算, 能够容易地估计内窥镜前端的动作, 能够以接近实时的速度移动处置器械的前端(处置部)。并且, 能够准确地计算内窥镜的动作量(平移向量的大小), 所以, 能够准确地移动处置部 2c。

另外, 本实施方式是使用电动化的内窥镜主体的结构例, 但是, 即使是没有电动化的通常的内窥镜主体, 通过在钳子通道的插入口 3d 或钳子口 5 上设置用于检测线的牵引量的传感器, 进而组装检测设于操作部的各操作转盘 3f 的旋转量并求出操作线的牵引量的机构, 由此, 能够得到同样的效果。

接着, 说明本发明的第 5 实施方式。

搭载了本实施方式的处置器械位置控制装置的内窥镜系统构成为, 在内窥镜的移动量小于预先确定的阈值的情况下, 仍然维持处置器械的

位置。这是为了防止如下情况：在始终根据内窥镜的移动来移动处置器械的前端的情况下，由于噪声或计算误差等，处置器械的前端成为始终振动的状态，难以处置。针对本实施方式的内窥镜的移动量设置阈值，能够利用软件（程序）构筑，所以，能够应用于所述第1～第4实施方式的结构。

参照图7所示的流程图详细说明该移动处理。这里，说明应用于图1所示的第1实施方式的内窥镜系统的例子。

首先，根据所拍摄到的时间序列相邻的图像，估计内窥镜主体3相对于对象部位的运动向量（步骤S11）。具体而言，根据由摄像部7拍摄到的以时间序列连续输入的图像数据，生成各个图像间的位移映射图。针对在这些画面内任意确定的对象部位（例如病变部12），利用一个图像间的位移映射图，估计一个图像间的运动向量（平移向量 h 和旋转矩阵 R ：设平移向量为单位向量）。根据与各图像对应的位移映射图，估计运动向量即内窥镜前端的动作（相对动作），求出平移向量的大小，由此，计算绝对的内窥镜前端的动作 V 。

针对该计算出的内窥镜前端的动作的绝对值 $|V|$ ，与通过经验或实验求出的阈值 V_{thr} 进行比较（步骤S12）。在该比较中，如果内窥镜前端的动作 $|V|$ 小于阈值 V_{thr} （YES），则判定为在该程度的内窥镜的移动中不进行处置器械的移动处理，返回步骤S11，继续估计内窥镜前端的动作。另一方面，如果运动向量 $|V|$ 大于阈值 V_{thr} （否），则判定为进行处置器械的移动处理，转移到下一步骤S13。该步骤S13相当于在第1实施方式中说明的图2的步骤S2。根据内窥镜前端的动作（平移向量 H 、旋转 R ：参照图3）来估计处置部21b的动作（步骤S13）。如图3所示，例如求出内窥镜移动的处置部21b的位置 (x, y, z) 、和内窥镜移动后处置部21b在位置校正前的位置 (x', y', z') 。与此相对，求出该移动后的处置部21b的位置 (x'', y'', z'') 。接着，根据计算出的处置部21b的各位置，在内窥镜移动后的坐标系中，根据位置 (x'', y'', z'') ，计算处置部21b的位置 (x', y', z') 、即用于使其移动到原来的病变部12的位置的处置臂部21c的各关节的折曲、旋转和进退等的动作量（步骤S14）。

接着，根据计算出的动作量，使处置臂部 21c 的各关节折曲，使处置部 21b 移动到病变部 12 的位置（步骤 S15）。在处置部 21b 对病变部 12 的处置结束之前，反复进行基于该处置臂部 21c 的折曲、旋转和进退动作的处置部 21b 的位置保持（步骤 S16）。

如以上说明的那样，根据本实施方式，通过对内窥镜的动作设定一定的阈值，由此，防止由于噪声或计算误差等使处置器械的前端成为始终振动的状态，防止难以处置的情况。因此，在手术医生进行处置时，防止不需要的振动，手术医生能够专心于处置，减轻操作负担和疲劳。

即使在处置器械处置中，在由于手术医生的情况而移动观察视野、或由于患者体腔内的生物体的动作而使内窥镜移动的情况下，处置器械的处置部也不会偏离处置中的对象部位，保持该位置。

根据本发明，提供如下的内窥镜的处置器械位置控制装置：即使在处置器械处置中内窥镜前端移动，也不会偏离正在处置的部位，能够继续进行处置作业。

该处置器械位置控制装置能够在由于手术医生的操作或患者体腔内的生物体的动作而使内窥镜移动时，根据所摄像的图像来估计内窥镜的插入部前端相对于对象部位的动作，根据该动作来估计处置器械的动作。进而，根据内窥镜移动后的位置，计算用于使其移动到处置位置的处置器械的前端部的各关节的折曲、旋转和进退等的动作量，针对内窥镜的每次移动进行处置器械的位置保持，以使各关节动作并使处置器械的前端移动到原来的处置位置，能够减轻操作负担和疲劳。

并且，处置器械位置控制装置在内窥镜前端设置磁场产生线圈，根据所产生的磁场来估计内窥镜前端的位置和动作，根据该动作来估计处置器械的动作，所以，能够迅速地计算到原来的处置位置的动作量，使处置器械返回处置位置，针对内窥镜的每次移动进行处置器械的位置保持。进而，通过在内窥镜移动的检测时设置阈值，从而能够防止由于噪声或计算误差等使处置器械因不必要的位置保持动作而振动，能够防止难以处置的情况。

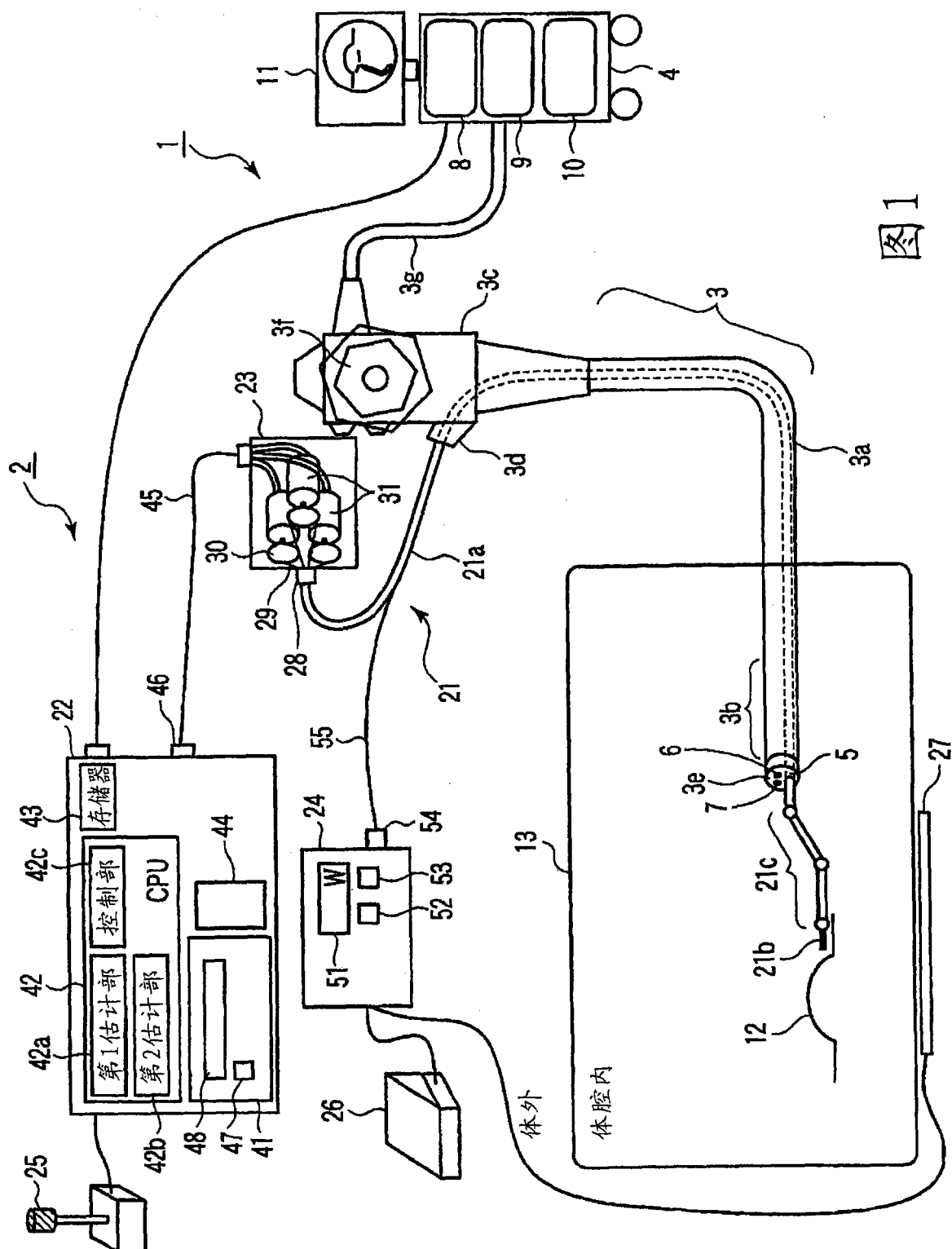


图1

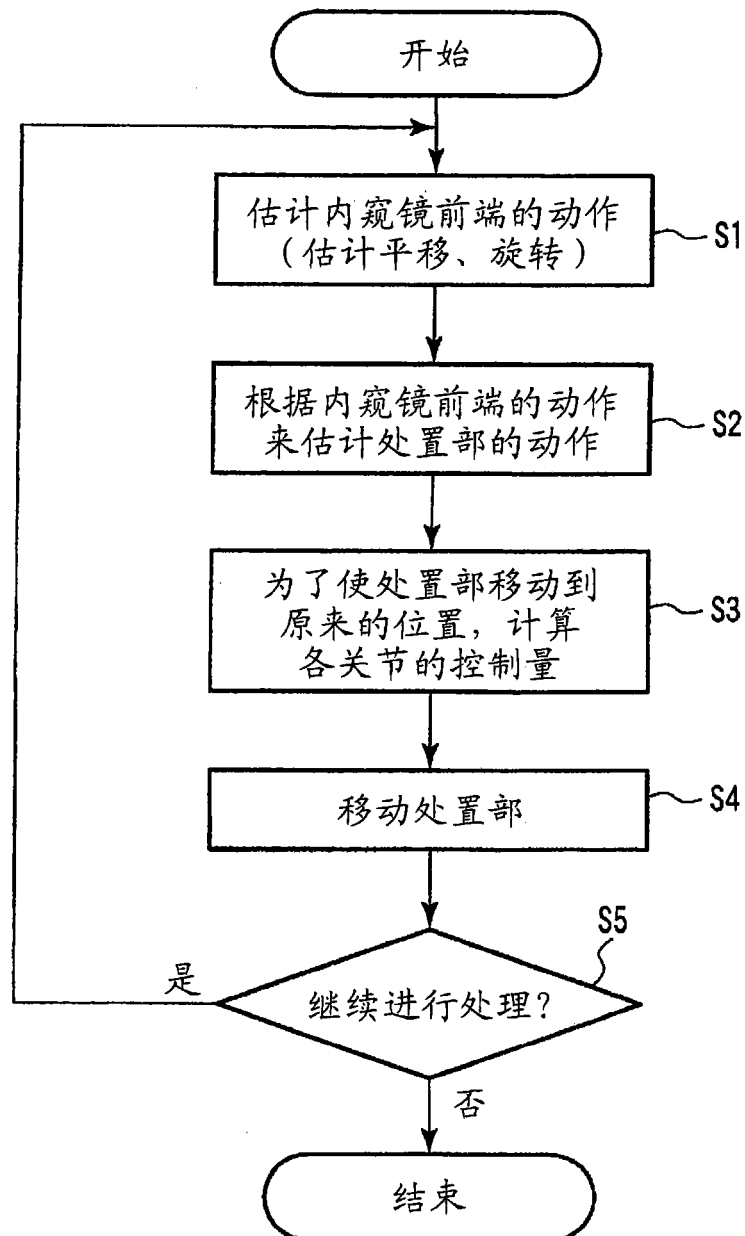


图 2

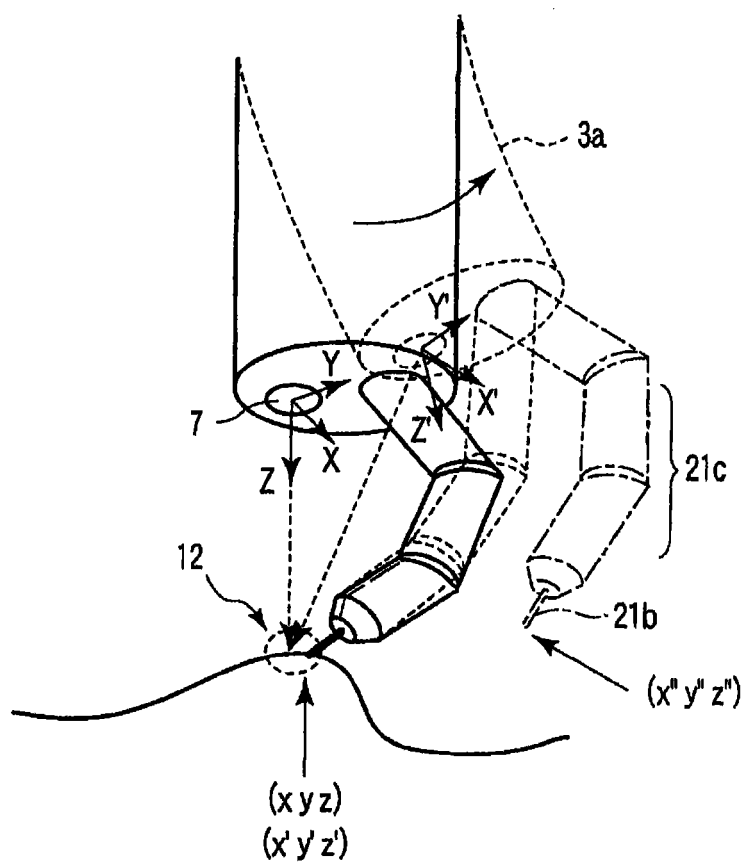


图 3A

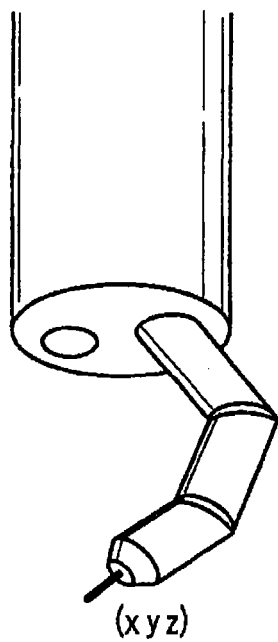


图 3B

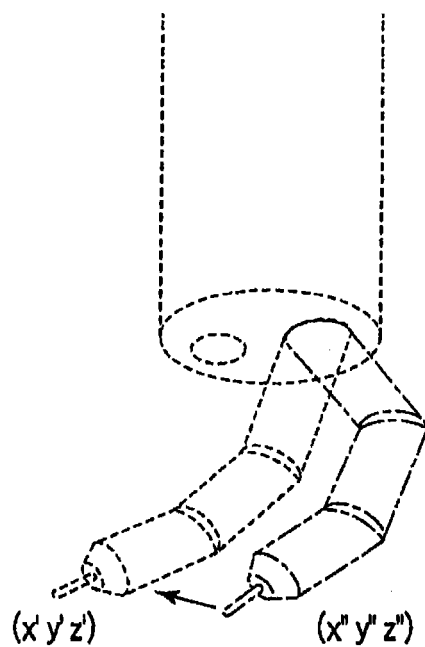
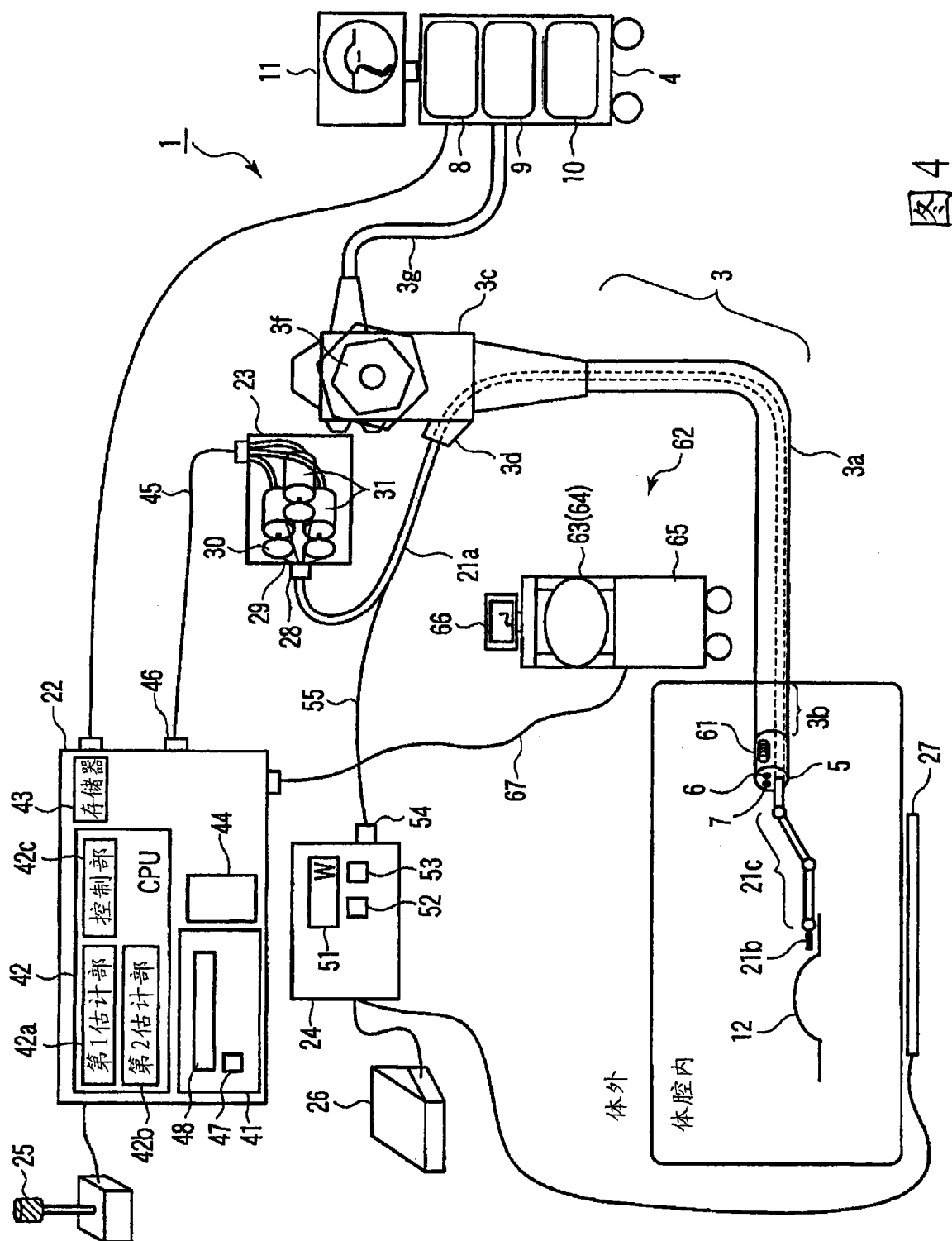


图 3C



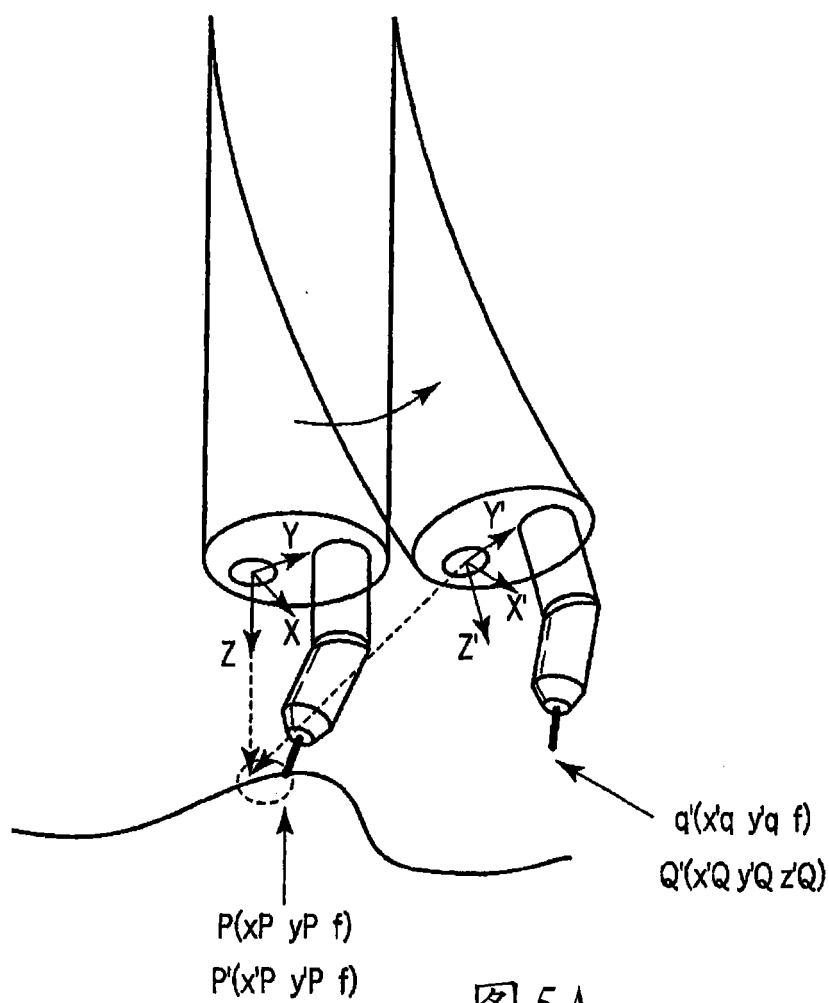


图 5A

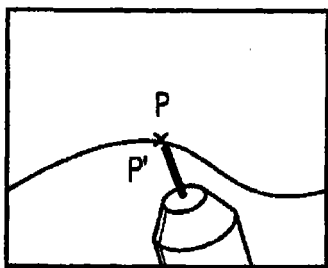


图 5B

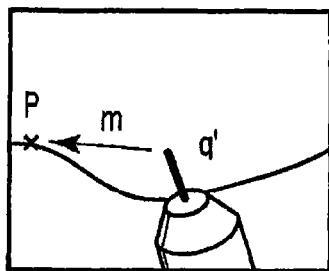


图 5C

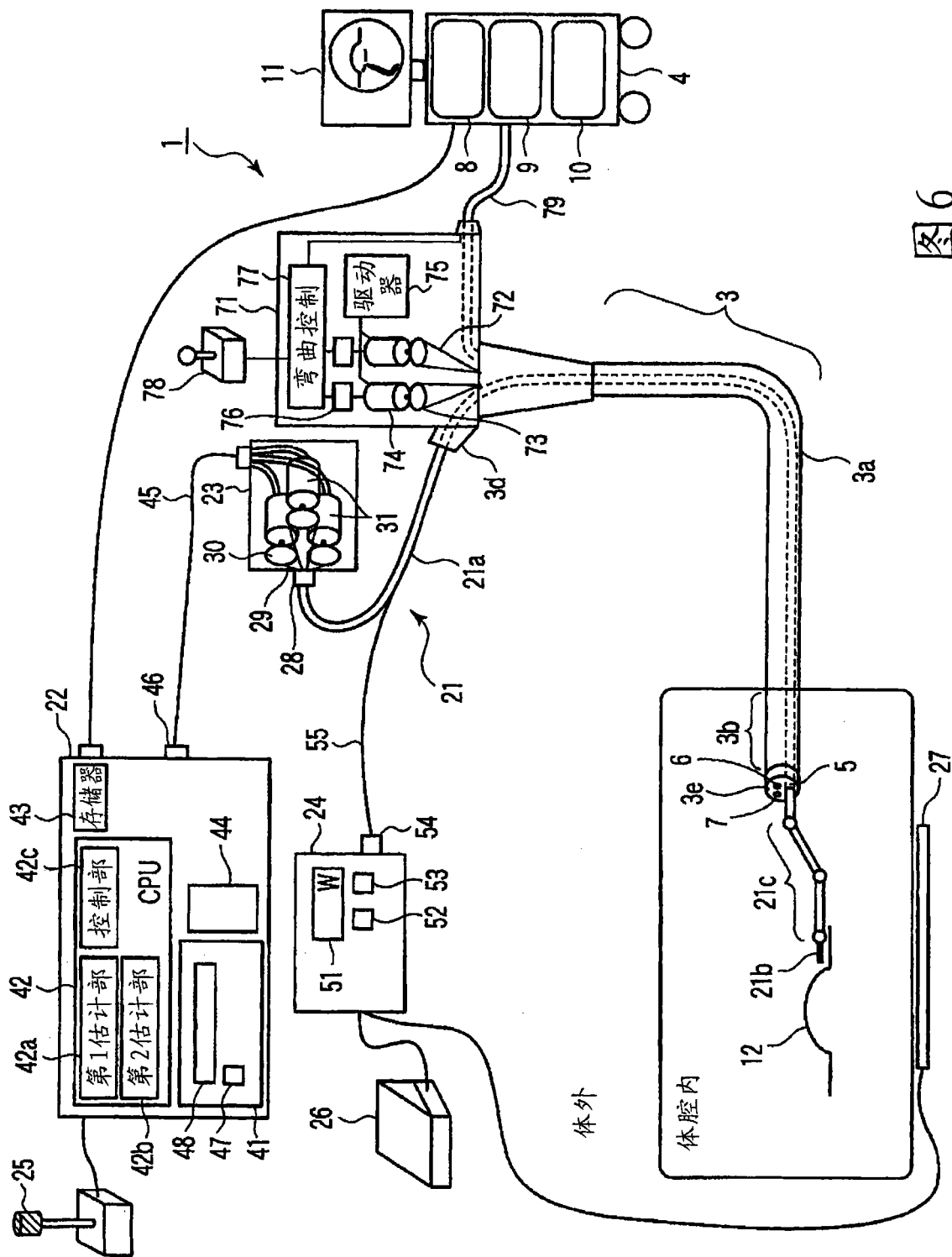


图6

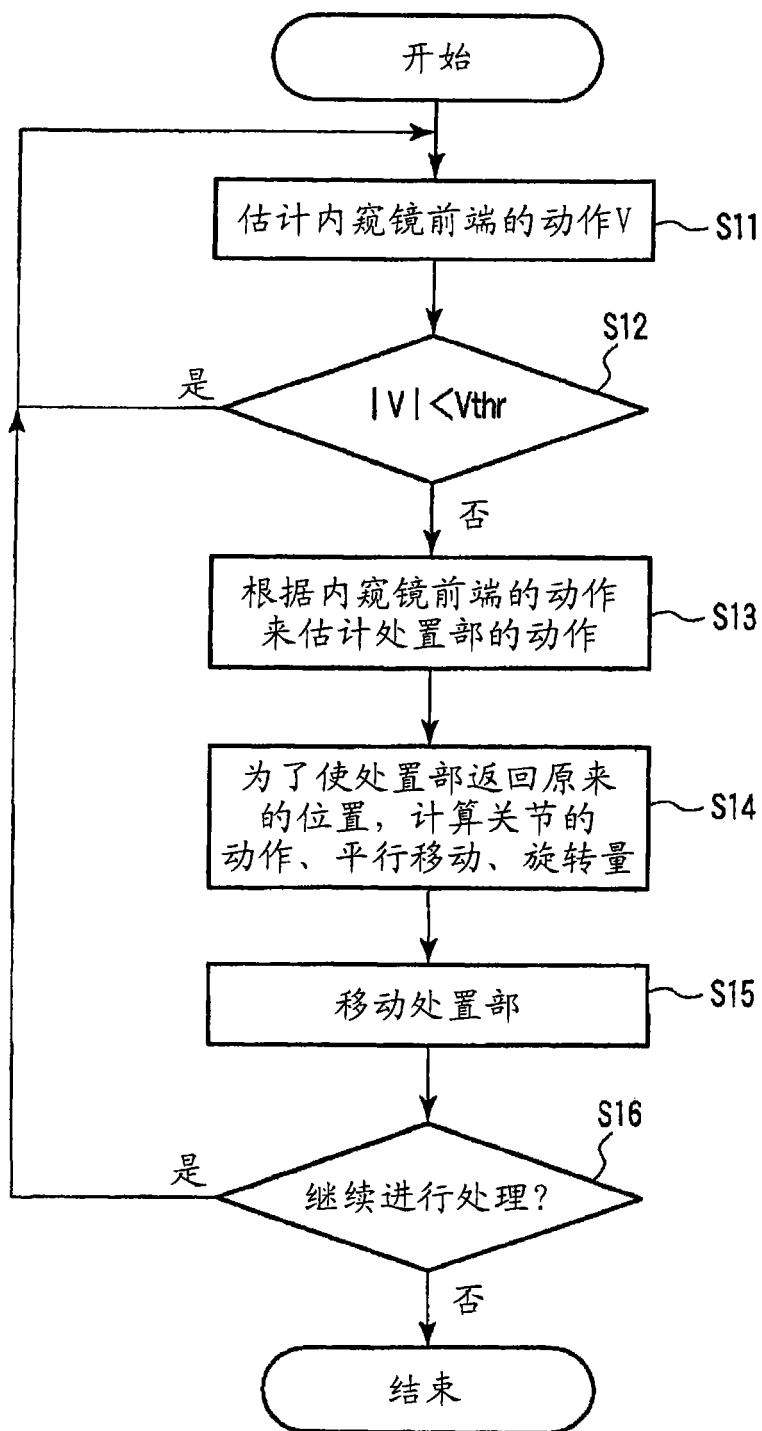


图7

专利名称(译)	内窥镜的处置器械位置控制装置		
公开(公告)号	CN101610712A	公开(公告)日	2009-12-23
申请号	CN200880005122.2	申请日	2008-02-22
[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	长谷川润		
发明人	长谷川润		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B19/5244 A61B2019/2242 A61B1/018 A61B2019/2276 A61B19/5212 A61B2019/5251 A61B1/00133 A61B34/20 A61B34/71 A61B90/361 A61B2034/2051 A61B2034/742		
代理人(译)	李艳艳		
优先权	2007089715 2007-03-29 JP		
其他公开文献	CN101610712B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供搭载了处置器械位置控制装置的内窥镜系统。根据伴随内窥镜的移动而拍摄到的图像来估计内窥镜主体(3)相对于对象部位的动作，根据该动作来估计一体移动的处置器械(21)的动作。关于该处置器械(21)的移动量，根据内窥镜移动后的位置，计算用于使其移动到处置位置的处置臂部(21c)的各关节的折曲、旋转和进退等的动作量，针对内窥镜的每次移动进行处置器械(21)的位置保持，以使各关节折曲并使处置臂部(21c)移动到原来的处置位置。

