



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03820518.1

[45] 授权公告日 2008 年 4 月 2 日

[11] 授权公告号 CN 100377685C

[22] 申请日 2003.8.29 [21] 申请号 03820518.1

[30] 优先权

[32] 2002.8.30 [33] JP [31] 255696/2002

[32] 2002.8.30 [33] JP [31] 255700/2002

[86] 国际申请 PCT/JP2003/011081 2003.8.29

[87] 国际公布 WO2004/023986 日 2004.3.25

[85] 进入国家阶段日期 2005.2.28

[73] 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 大西顺一 秋本俊也 梶国英
小林英一 齐藤明人 柴崎隆男
峰泰治

[56] 参考文献

JP2000-135215A 2000.5.16

CN1293801A 2001.5.2

CN2334343Y 1999.8.25

JP2002-200030A 2002.7.16

审查员 薛林

[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 2 页 说明书 37 页 附图 31 页

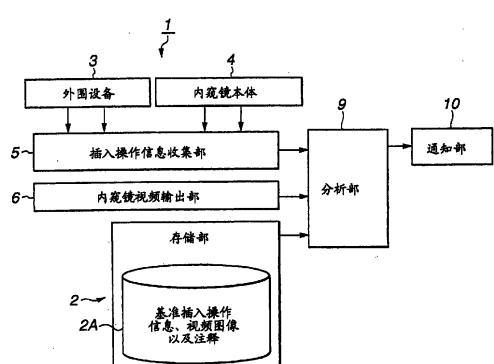
[54] 发明名称

医疗处理系统、内窥镜系统、内窥镜插入操作程序及内窥镜装置

窥镜图像依次进行比较分析，将该比较结果输出到通知部(10)，并监视由手术者执行的内窥镜插入部的插入操作。

[57] 摘要

分析部(9)与插入操作信息收集部(5)、内窥镜视频输出部(6)和处理装置(2)相连接，以接收实时插入操作信息和内窥镜图像、作为存储信息的基准插入操作信息、以及与该操作信息相关联的内窥镜图像(通过对基于插入操作信息检测的插入部的前端部位置处的被检体进行拍摄而获得的内窥镜图像)。当手术者操作支气管内窥镜时，分析部(9)实时地从插入操作信息收集部(5)和内窥镜视频输出部(6)收集插入操作信息和内窥镜图像。此外，分析部(9)通过对存储在处理装置(2)的存储部(2A)中的基准插入操作信息和与该插入操作信息相关的内窥镜图像进行比较，将所收集的插入操作信息和内窥镜图像与和所述处理装置 2 的存储部 2A



1、一种医疗处理装置，其特征在于，包括：

插入部，其用于插入到被检体内；

检测部，其检测所述插入部的插入操作信息；

存储部，其将所述检测部检测到的插入操作信息作为基准插入操作信息，相互关联地存储该基准插入操作信息和插入操作时从所述插入部前端拍摄所述被检体而获得的图像；以及

监视控制部，其比较所述存储部中存储的所述基准插入操作信息与从所述检测部获得的插入操作信息，监视所述插入部的插入操作状况。

2、一种内窥镜装置，其特征在于，包括：

内窥镜插入部，其用于插入到被检体内；

检测部，其检测所述内窥镜插入部的插入操作信息；

存储部，其将所述检测部检测到的插入操作信息作为基准插入操作信息，相互关联地存储该基准插入操作信息和插入操作时从所述内窥镜插入部前端拍摄所述被检体而获得的内窥镜图像；以及

监视控制部，其比较所述存储部中存储的基准插入操作信息与从所述检测部获得的插入操作信息，监视所述内窥镜插入部的插入操作状况。

3、根据权利要求 2 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述插入操作信息是测量所述内窥镜插入部的插入长度的插入长度信息、测量所述内窥镜插入部的插入速度的插入速度信息、测量所述内窥镜插入部的转角的转角信息、以及测量所述内窥镜插入部的弯曲部的角度的角度信息中的至少一种。

4、根据权利要求 2 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述存储部向所存储的相互关联的插入操作信息和内窥镜图像信息的对应部分添加插

入操作指示注释信息，并进行存储。

5、根据权利要求 2 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述监视控制部进一步比较与所述基准插入操作信息相关联地存储在所述存储部中的相应插入操作时插入部前端位置处的内窥镜图像与在手术中相应插入操作时插入部前端位置处的内窥镜图像，监视内窥镜插入操作状况。

6、根据权利要求 2 或 5 所述的内窥镜装置，其特征在于，包括：

通知部，其根据所述监视控制部的比较分析结果通知插入操作状况和操作指示。

7、根据权利要求 4 所述的内窥镜装置，其特征在于，根据用于检测插入操作信息的检测部所检测到的插入部的插入长度，从所述通知部通知附加存储在存储部中的插入操作指示注释。

8、根据权利要求 2 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述监视控制部对从插入部前端部获得的内窥镜图像和从所述检测部获得的插入操作信息与从所述存储部读出的基准插入操作信息和与该操作信息相关联的内窥镜图像依次进行比较、分析，将分析结果输出到通知部，监视手术者的内窥镜插入操作状况，并对插入操作给予指示。

医疗处理系统、内窥镜系统、 内窥镜插入操作程序及内窥镜装置

技术领域

本发明涉及能够安全正确地执行将内窥镜等的插入部插入体腔内管路的插入操作的医疗处理系统、内窥镜系统、内窥镜插入操作程序以及内窥镜装置。

背景技术

最近，内窥镜系统以及内窥镜装置得到了广泛使用。在内窥镜系统和内窥镜装置中，将细长的插入部插入体腔内以观察体腔内的脏器，并在需要时，通过使用插入到用于插入处理器具的通道内的处理器具来实现各种治疗处理。

此外，最近，在医用内窥镜系统和内窥镜装置中，例如由 CT (Computed Tomography, 计算机断层成像) 来拍摄被检体的断层图像，并利用从该断层图像中获得的三维图像来进行患部的诊断。

这些三维图像中的一个肺支气管的三维图像。肺支气管的三维图像用于三维地掌握被怀疑为肺癌等的异常部分的位置。为了对上述掌握的异常部分进行活组织检查，例如利用从插入到肺支气管中的支气管内窥镜的插入部的前端部伸出的活组织检查器具来对异常部分的组织进行采样，从而对患病部分是否异常进行诊断。

通常，内窥镜在其插入管路的插入部或在其前端部具有观测装置等，例如用于获得管路内的观察图像的物镜光学系统和图像拍摄装置，或物镜光学系统和图像传导光纤。此外，内窥镜在其插入部的前端部侧具有弯曲部，用于按照所期望的方向自由地引导上述插入部的前端部。在具有上述结构的内窥镜中，通过弯曲上述弯曲部或通过转动该插入部并随

后将其插入到形状复杂的管路中，而将上述插入部的前端部指向所期望的各个方向。

在这种情况下，例如，在具有许多分支的体腔中的管路（如支气管）中，当异常部分的所在位置接近上述分支的末端时，很难在短时间内正确地使内窥镜的插入部到达目的部位。

为解决该问题，例如日本特开 2000-135215 号公报提出了一种装置，其通过根据被检体的三维图像数据形成所述被检体内的管路的三维图像，获得沿所述三维图像上的所述管路到达目的点的路径，基于所述图像数据沿着所述路径形成所述管路的虚拟内窥镜图像，并在监视器上显示所述虚拟内窥镜图像，从而将支气管内窥镜引导到目的部位。

在上述常规的内窥镜装置中，监视器显示了由支气管内窥镜拍摄到的被检体的实时内窥镜图像，以及支气管的虚拟内窥镜图像，从而引导内窥镜插入部的插入目的地。在这种情况下，手术者在观看上述三维虚拟内窥镜图像和实时内窥镜图像的同时，通过适当地旋转内窥镜插入部或通过弯曲该弯曲部，而将内窥镜插入部插入到支气管中。

然而，上述支气管具有许多分支，并且在这些分支处的各个图像为具有多个分支路径的类似图像。例如，如图 48A 和 48B 所示，在支气管内窥镜 200 中，对于支气管 201 的分支的末梢部 201A，将弯曲部 200B 弯曲到各个分支中，从而插入部的前端部 200A 到达关心部位。

在上述支气管内窥镜中，例如，当所获得的内窥镜图像如图 49B 所示具有特征分支结构时，很容易分辨出具有关心部位的支气管的分支方向。然而，在该支气管内窥镜中，例如，当所获得的内窥镜图像如图 49A 所示，左右分支没有特征，并因此不能判断重力方向时，很难仅从图像中分辨出具有关心部位的分支方向。

另外，日本特开平 5-127100 号公报和美国专利第 5,280,781 号公报中记载了一种重力方向指示装置，用于可以确认内窥镜图像和重力方向之间的关系的内窥镜。由本发明的申请人申请的日本特开平 11-281897 号公报中记载了一种可以通过设置陀螺仪等的重力检测部来检测重力方向的

内窥镜。

然而，如上述日本特开平 11-281897 号公报中所记载的，很难在内窥镜的插入部的外径受到限制的支气管内窥镜中的插入部的前端部中提供陀螺仪等的重力检测装置。

因而，在上述常规的支气管内窥镜装置中，难以正确地检测上述插入部的前端部的重力方向，以指定具有关心部位的支气管的分支方向。实际上，具有内窥镜手术丰富经验的熟练医生可以在短时间内正确地使支气管内窥镜的前端部到达目的部位。

本发明的目的是鉴于上述问题而提出的，其提供了内窥镜系统、内窥镜插入操作程序和内窥镜装置，其中，可以在短时间内将内窥镜的插入部无故障地准确插入到体腔内的目的部位。

发明内容

此外，本发明的医疗处理装置，包括：插入部，其用于插入到被检体内；检测部，其检测插入到被检体内的插入部的插入操作信息；存储部，其将所述检测部检测到的插入操作信息作为基准插入操作信息，相互关联地存储该基准插入操作信息和通过插入操作时从所述插入部的前端拍摄被检体而获得图像；以及控制部，其比较存储在所述存储部中的基准插入操作信息与从所述检测部获得的插入操作信息，监视所述插入部的插入操作情况。

此外，本发明的内窥镜装置，其特征在于，包括：内窥镜插入部，其用于插入到被检体内；检测部，其检测所述内窥镜插入部的插入操作信息；存储部，其将所述检测部检测到的插入操作信息作为基准插入操作信息，相互关联地存储该基准插入操作信息和通过插入操作时从所述内窥镜插入部前端拍摄被检体而获得的内窥镜图像；以及监视控制部，其比较所述存储部中存储的基准插入操作信息与从所述检测部获得的插入操作信息，监视所述内窥镜插入部的插入操作状况。此外，本发明的内窥镜插入方法是用于将内窥镜的插入部插入被检体内的内窥镜插入操

作方法，其包括：检测步骤，检测插入到被检体内的内窥镜插入部的插入操作信息；存储步骤，将所述检测步骤检测出的插入操作信息作为基准插入操作信息，相互关联地存储该基准插入操作信息和该插入操作时通过从所述内窥镜插入部前端拍摄所述被检体而获得的内窥镜图像；以及监视步骤，比较在所述存储步骤中存储的所述基准插入操作信息与由所述检测步骤获得的插入操作信息，并监视内窥镜插入部的插入操作状况。

附图说明

图 1 是示出了本发明各实施例所共有的内窥镜系统和内窥镜装置的主要构成部分的概要结构的方框图；

图 2 是示出了第一实施例的内窥镜系统和内窥镜装置的概要结构的方框图；

图 3 是表示图 2 的内窥镜系统和内窥镜装置的具体结构示例的结构图；

图 4A 是表示内窥镜插入部的插入长度测量部的结构图；

图 4B 是表示图 4A 的内窥镜插入部的插入长度测量部的变型例的结构图；

图 5A 是表示内窥镜插入部的转角测量部的结构图；

图 5B 是表示图 5A 的内窥镜插入部的转角测量部的变型例的结构图；

图 6A 是表示图 1 所示的存储部中所存储的基准插入操作信息的第一解释图，其为表示弯曲部的转角相对于内窥镜插入部的插入长度的曲线；

图 6B 是表示图 1 所示的存储部中所存储的基准插入操作信息的第二解释图，其为表示弯曲部的转角相对于内窥镜插入部的插入长度的曲线；

图 6C 是表示图 1 所示的存储部中所存储的基准插入操作信息的第三解释图，其为表示操作注释句、注释图像的显示、注释话音的再生（发声）的执行与内窥镜插入部的插入长度之间的关系的曲线；

图 7A 是示出了第一实施例的通知部的操作示例的解释图，示出了显示在图 3 所示的显示装置上的第一画面显示示例；

图 7B 是示出了第一实施例的通知部的操作示例的解释图，示出了显示在图 3 所示的显示装置上的第二画面显示示例；

图 7C 是示出了第一实施例的通知部的操作示例的解释图，示出了显示在图 3 所示的显示装置上的第三画面显示示例；

图 7D 是示出了第一实施例的通知部的操作示例的解释图，示出了相对于当前的插入部插入长度的操作指示角度；

图 8 是示出了第一实施例的内窥镜系统和内窥镜装置的插入操作程序的流程图；

图 9 是示出了第二实施例的内窥镜系统和内窥镜装置的概要结构的方框图；

图 10 是示出了第二实施例的自动插入操作部的结构示例的结构图；

图 11A 是示出了存储在图 9 所示的存储部中的基准插入操作信息的第一解释图，其为表示相对于时间的弯曲部的角度的曲线；

图 11B 是示出了存储在图 9 所示的存储部中的基准插入操作信息的第二解释图，其为表示相对于时间的内窥镜插入部的插入长度的曲线；

图 11C 是示出了存储在图 9 的存储部中的基准插入操作信息的第一解释图，其为表示相对于时间的内窥镜插入部的转角的曲线；

图 12 是示出了图 10 的自动插入操作部的具体结构示例的方框图；

图 13 是示出了第三实施例的内窥镜系统和内窥镜装置的概要结构的方框图；

图 14 是示出了第三实施例的内窥镜系统和内窥镜装置的结构的构成图；

图 15 示出了图 14 的虚拟图像显示装置的画面显示示例；

图 16 是示出了第四实施例的医疗用处理系统的结构图；

图 17 是示出了第五实施例的内窥镜系统和内窥镜装置的整体结构图；

图 18 是示出了图 17 的内窥镜插入部的前端部和从该前端部突出的探针前端侧的扩大图；

图 19 示出了显示由图 17 所示的内窥镜获得的观察图像的监视器的示例；

图 20 是示出了在图 17 所示的导航部中的图像处理程序的流程图；

图 21 示出了前端侧设置有气球的处理器具的解释图；

图 22A 示出了一监视器显示示例，其中该监视器上显示了在膨胀图 21 所示的气球之前的观测图像；

图 22B 示出了一监视器显示示例，其中该监视器显示了从图 22A 的状态开始膨胀气球之后的观测图像；

图 23 示出了第六实施例的内窥镜装置中所使用的探针的前端侧结构图；

图 24 是沿图 23 所示的 B-B 线的截面图；

图 25A 是示出了当重力方向在右下侧时，导电性液体的液面和三个电极之间的关系的示意图；

图 25B 是示出了当重力方向在右侧时，导电性液体的液面和三个电极之间的关系的示意图；

图 26 是表示探针的变型例的前端侧结构图；

图 27 是示出了从内窥镜的处理器具插入口插入图 26 所示的探针的解释图；

图 28 是表示图 27 的 A 部或探针的放大透视图；

图 29 是用于第七实施例的内窥镜装置的内窥镜插入部的前端侧的解释图；

图 30 示出了一监视器显示示例，其中该监视器中显示了由图 29 的状态下的内窥镜获得的观测图像；

图 31 是表示当将杆部件从插入部的前端部侧拔出，并将流体密封部与插入部的前端部相接触时，内窥镜插入部的前端侧的解释图；

图 32 是表示由图 31 的状态中的内窥镜获得的观测图像的监视器显示示例；

图 33 是表示变型例的内窥镜插入部的前端侧的解释图；

图 34 是表示由图 33 的内窥镜获得的观测图像的监视器显示示例；

图 35 是表示如下状态的解释图，在该状态，气球从指向斜上方的内窥镜的插入部的前端部向斜上方突出；

图 36 是由图 35 的内窥镜获得的观测图像的监视器显示示例；

图 37 是表示用于第八实施例的内窥镜装置的内窥镜插入部的前端侧的解释图；

图 38 是表示在图 37 的气球膨胀之前的内窥镜插入部的前端侧的解释图；

图 39 是表示图 37 的探针的变形例的解释图；

图 40 是表示气球膨胀后的样子的解释图；

图 41 是表示由图 37 的内窥镜获得的观测图像的监视器显示示例；

图 42 是表示图像上所示的球状部件的位置和占用范围（大小）的曲线；

图 43 是表示气球从内窥镜插入部的前端部凸出的状态的模型图；

图 44 是图 43 所示的模型的解释图；

图 45 是表示投影在图 44 的 $z=f$ 平面上的观测图像的曲线；

图 46 是表示用于第九实施例的内窥镜装置的重力传感器的解释图；

图 47 是包含图 46 的重力传感器的电路框图；

图 48A 是表示将常规支气管内窥镜插入支气管中的状态的概要前视图；

图 48B 是图 48A 的概要侧视图；

图 49A 是表示由常规支气管内窥镜获得的内窥镜图像的第一图像显示示例；以及

图 49B 是表示由常规支气管内窥镜获得的内窥镜图像的第二图像显示示例。

具体实施方式

以下，参照附图描述本发明的实施例。

（第一实施例）

图 1 到图 8 示出了本发明的内窥镜系统或内窥镜装置的第一实施例。

参照图 1，内窥镜系统或内窥镜装置包括：处理装置 2，其具有存储部 2A；内窥镜诊断所需的外围设备 3；作为支气管内窥镜的内窥镜本体 4，其具有随后描述的内窥镜插入部；插入操作信息收集部 5；内窥镜视频输出部 6；注释输入部 7；以及编辑部 8。

所述插入操作信息收集部 5 检测并收集作为基准插入操作信息的由例如熟练的手术者将内窥镜插入部插入到支气管中的插入操作的信息。该插入操作信息收集部 5 包括传感器等的检测部，该检测部能够通过外围设备 3 和内窥镜本体 4 获得插入操作信息。

插入操作信息包括弯曲部的角度、插入部的转角、插入部的插入长度、插入部的插入速度、插入部的前端固定状态以及插入部的保持部分的固定状态等。由插入操作信息收集部 5 中的检测部检测并捕获所述插入操作信息。插入操作信息收集部 5 向处理装置 2 提供所捕获的插入操作信息。该处理装置 2 根据所述插入操作信息中的弯曲部的角度、插入部的转角和插入部的插入长度信息等，检测插入部的前端部和作为被检体的体腔内管路的相对位置关系，并使在该位置的内窥镜图像与该对应位置（具体地，根据插入部的插入长度）相关联。

内窥镜视频输出部 6 向处理装置 2 输出从支气管内窥镜 14 中的内窥镜插入部 4A 的前端部（具有图中未示出的物镜光学系统以及摄像装置）获得的内窥镜图像（实时图像）。

注释输入部 7 包括图中未示出的文字输入部、语音输入部和图像输入部。该注释输入部 7 在所述插入操作信息具有特征操作和注意事项时，通过各输入部创建注释信息，并向处理装置 2 输出所创建的信息。

处理装置 2 具有拥有大存储容量的存储部 2A，并在存储部 2A 中存储有插入操作信息收集部 5 所获得的插入操作信息以及来自内窥镜视频图像输出部 6 的内窥镜图像，作为时间序列数据。在这种情况下，该处理装置 2 存储各个时间点的相互关联的插入操作信息和内窥镜图像。此外，处理装置 2 根据该插入操作信息来检测内窥镜插入部的前端部与被检体之间的相对位置关系，而存储部 2A 相互关联地存储该位置关系信息和所述内窥镜图像。在这种情况下，该处理装置 2 使内窥镜插入部的前端部和被检体的相对位置信息、在该位置的内窥镜图像、和在该位置的上述插入操作信息相互关联，并在存储部 2A 中存储该相关联的信息。

此外，上述处理装置 2 在注释输入部 7 提供插入操作指示等的注释

信息时，向对应于上述时间序列数据的部分中增加并存储该注释信息，该时间序列数据存储在存储部 2A 中，并由相互关联的插入操作信息和内窥镜图像构成。

编辑部 8 与上述处理装置 2 相连接。该编辑部 8 读出存储在处理装置 2 的存储部 2A 中的存储信息，删除并重新整理不需要的信息，并重新记录该信息。

接下来，参照图 2 说明第一实施例的内窥镜系统或内窥镜装置 1 的构成。

除图 1 所示的结构外，内窥镜系统或内窥镜装置 1 具有图 2 所示的作为监视控制部的分析部 9 和通知部 10。

所述作为监视控制部的分析部 9 与插入操作信息收集部 5、内窥镜视频输出部 6 和处理装置 2 相连接，并接收实时插入操作信息和内窥镜图像、作为存储信息的基准插入操作信息、以及与该操作信息相关联的内窥镜图像（通过基于插入操作信息在所检测的插入部的前端部的位置处拍摄被检体而获得的内窥镜图像）。手术者操作该支气管内窥镜，由此该分析部 9 实时地从插入操作信息收集部 5 和内窥镜视频输出部 6 收集插入操作信息和内窥镜信息，此外，分析部 9 通过与存储在处理装置 2 的存储部 2A 中的基准插入操作信息和与该插入操作信息相关的内窥镜图像进行依次比较和分析，将该比较结果输出到通知部 10，从而监视由手术者进行的内窥镜插入部的插入操作。

所述通知部 10 由显示部和声音再生部构成。该通知部 10 通过使用文字、视频和声音等显示或播放来自分析部 9 的比较结果，向手术者提示作为插入操作过程的基准插入操作信息。

如图 3 所示，内窥镜系统或内窥镜装置 1 包括：用作通知部 10 的显示装置 11，其具有扬声器和监视器；插入操作量处理装置 12，其具有包括存储部 2A 的处理装置 2 和分析部 9；支气管内窥镜 14，其具有插入部 4A；嘴块 14A，其保持内窥镜插入部 4A，从而通过患者 50 的嘴安全并平滑地将内窥镜插入部 4A 插入体腔（例如支气管）；用于内窥镜的视频

处理器 13，包括处理来自该支气管内窥镜 14 的内窥镜图像信息的内窥镜视频输出部 6；弯曲部的角度测量部 15A，其布置在作为插入操作信息收集部 5 的支气管内窥镜 14 处并对弯曲部的角度进行测量；插入长度测量部 15B，测量插入部的插入长度（其可检测插入速度）；以及转角测量部 15C，其测量插入部的转角。

在进行诊断时，在支气管内窥镜 14 中，由患者的嘴含着的嘴块 14A 保持内窥镜插入部 4A 的插入。

在该支气管内窥镜 14 的操作部附近设置操作杠杆 14B，其用于调整内窥镜插入部 4A 的弯曲部的角度。当使用操作杠杆 14B 调节弯曲部的角度时，布置在操作杠杆 14B 附近的角度测量部 15A 测量由手术者弯曲该弯曲部所形成的角度。

内窥镜视频处理器 13 通过内窥镜视频输出部 6 处理来自支气管内窥镜 14 的内窥镜图像数据，并向插入操作量处理装置 12 输出该处理过的数据。此外，内窥镜视频处理器 13 获取来自弯曲部的角度测量部 15A、插入部的插入长度测量部 15B（如果需要，测量插入部的插入速度）以及插入部的转角测量部 15C 的测量结果，并类似地向插入操作量处理装置 12 输出所获取的测量结果。

插入操作量处理装置 12 执行上述处理装置 2 和作为监视控制部的分析部 9 的处理，获得关于由手术者执行的插入部的插入操作信息，将所获得的插入操作信息和内窥镜图像与存储在存储部 2A 中的基准插入操作信息和与该信息相关联的内窥镜图像（存储信息）依次进行比较、分析，并在监视操作状况的同时，向显示装置 11 输出比较结果以显示该输出。

显示装置 11 具有监视器和扬声器，其在插入操作量处理装置 12 的控制下，根据所述分析和比较结果，以文字、视频图像和语音等形式将支气管内窥镜 14 的插入操作状况和操作指示通知给手术者，因而在内窥镜手术中反映基准插入操作信息和过程。随后说明作为通知部 10 的显示装置 11 所指示的具体通知示例。

下面，利用图 4A 到图 5B 说明插入部的插入长度测量部 15B 和插入部的转角测量部 15C 的具体结构的示例。

首先说明插入部的插入长度测量部 15B 的结构示例。

如图 4A 所示，插入部的插入长度测量部 15B 与插入支气管内的内窥镜插入部 4A 的外表面相接触，该插入部的插入长度测量部 15B 包括一对辊 16 和作为测量部的电位计 17，该辊 16 可以自由地在内窥镜插入部 4A 的移动方向上旋转，该电位计 17 测量该辊 16 的旋转量。用于测量辊 16 的旋转量的测量部不限于电位计 17，而可以是能够测量辊 16 的旋转角度的其它角度测量装置。在这种情况下，可以通过测量每单位时间的插入长度来测量插入部的插入速度。

在具有上述结构的插入长度测量部 15B 中，在一对辊 16 随着内窥镜插入部 4A 的插入操作和拔出操作而旋转的同时，电位计 17 与该旋转连动地转动，因此，根据辊旋转量来测量电位计旋转量，将测量结果转换为电信号，并且将转换信号输出到插入操作量处理装置 12。另一方面，插入操作量处理装置 12 根据该测量结果获得插入部的插入长度。在这种情况下，插入部的插入长度通过下面所示的式 1 求得：

$$\text{插入部的插入长度} = k(\text{预定转换系数}) \times \text{电位计旋转量} \quad (\text{式 1})$$

下面示出了另一变型例。

如图 4B，插入部的插入长度测量部 15B 包括：一个或多个摄像机 18，其实时拍摄等间距设置在内窥镜插入部 4A 的外周面上的标记 4a 的运动；以及图像处理部 19，其实现对来自摄像机 18 的拍摄信号的实时图像处理，并计算出画面（在显示装置 11 的显示画面上）上的标记 4a 的运动量。用于实时拍摄标记 4a 的运动的摄像部不限于摄像机 18，而可以是二维摄像设备，例如 CIS。

插入部的插入长度测量部 15B 利用摄像机 18 实时拍摄随着内窥镜插入部 4A 的插入操作和拔出操作而移动的标记 4a。图像处理部 19 对来自摄像机 18 的摄像信号进行实时图像处理，并计算画面（在显示装置 11 的显示屏上）上的标记 4a 的移动量，并根据该计算结果求得插入部的插

入长度。

接下来说明插入部的转角测量部 15C 的结构示例。

如图 5A 所示，插入部的转角测量部 15C 与插入支气管内的内窥镜插入部 4A 的外周面相接触，该插入部的转角测量部 15C 包括一对辊 16A 和作为测量部的电位计 17A，该辊 16A 可以自由地在内窥镜插入部 4A 的旋转方向上旋转，该电位计 17A 测量该辊 16A 的旋转量。用于测量辊 16A 的旋转量的测量部不限于电位计 17A，而可以是能够测量辊 16A 的旋转角度的其它角度测量装置。

在具有上述结构的插入部的转角测量部 15C 中，内窥镜插入部 4A 本身随着内窥镜插入部 4A 的插入和拔出而转动，在一对辊 16A 旋转的同时，电位计 17 与该旋转连动地转动。因此，插入部的转角测量部 15C 根据辊的旋转量测量电位计的旋转量，将该测量结果转换为电信号，并且将转换信号输出到插入操作量处理装置 12。该插入操作量处理装置 12 根据该测量结果获得插入部的转角。在这种情况下，插入部的转角通过下面所示的式 2 求得：

$$\text{插入部的转角} = h(\text{预定转换系数}) \times \text{电位计旋转量} \quad (\text{式 2})$$

下面示出了另一变型例。如图 5B 所示，与插入部的插入长度测量部 15B 类似，该变型例包括：一个或多个摄像机 18A，其实时拍摄在与内窥镜插入部 4A 的插入方向相同的方向上等间距设置在该内窥镜插入部 4A 的外周面上的标记 4b 的移动；以及图像处理部（虽然图中未示出，但其与图 4B 的结构大致相同）19，其对来自该摄像机 18A 的摄像信号进行实时图像处理，并计算画面上（显示装置 11 的显示画面上）的标记 4b 的移动量。根据该变型例，用于实时拍摄标记 4b 的移动的摄像部不限于摄像机 18A，而可以是二维摄像设备部，例如 CIS。

在具有上述结构的插入部的转角测量部 15C 中，内窥镜插入部 4A 自身随着内窥镜插入部 4A 的插入和拔出而旋转，摄像机 18A 拍摄标记 4b 的移动量，来自摄像机 18A 的摄像信号被实时地进行图像处理，计算画面上（显示装置 11 的显示画面上）的标记 4b 的移动量，并根据该计

算结果求得插入部的转角。

接下来，参照图 6A 到图 8 描述第一实施例的内窥镜系统或内窥镜装置 1 的操作。

假定手术者使用第一实施例的内窥镜系统或内窥镜装置 1 进行支气管等的诊断。插入操作量处理装置 12 的控制部（未示出）起动图 8 所示的内窥镜插入操作程序的处理例程。也就是，在步骤 S1 的处理中，读出插入操作量处理装置 12 中的存储部 2A 中所存储的存储信息（基准插入操作信息以及操作时在插入部的前端位置处的内窥镜图像），并且处理转到步骤 S2。

在步骤 S2 的处理中，所述控制部根据插入部的插入长度重新整理所存储的数据。例如，在图 6A 和图 6B 中示出了通过该处理而获得的存储数据的示例。

图 6A 所示的插入操作信息表示了纵坐标上所示的弯曲部的角度对应于横坐标上所示的插入部的插入长度而如何变化。图 6B 所示的插入操作信息表示了纵坐标上所示的弯曲部的转角对应于横坐标上所示的插入部的插入长度而如何变化。类似地，如果需要，根据插入部的插入长度重新整理与基准插入操作信息和注释信息相关联存储的内窥镜图像。例如，如图 6C 所示，形成与横坐标上的插入部的插入长度对应的用于指示插入操作的数据，以执行句子 A 和图像 B 的显示操作、语音 C 的再生（发声）等。

在这种情况下，分别利用下面的式 3 和式 4 所示的插入部的插入长度的函数来计算各插入操作指示数据，

$$\text{弯曲部的角度} = f(\text{插入部的插入长度}) \dots \text{(式 3)}$$

$$\text{插入部的转角} = g(\text{插入部的插入长度}) \dots \text{(式 4)}$$

利用类似的插入部的插入长度函数计算内窥镜图像和指示注释信息（句子、声音和图像）。

所述控制部继续将处理转换到步骤 S3 的处理，在该处理中，通过使用插入部的插入长度测量部 15B 实时测量手术者当前操作的插入部的插

入长度，并将处理转换到步骤 S4。

在步骤 S4 的处理中，使用在上述步骤 S2 的处理中提供的关系式(式 3 和式 4)，输入在步骤 S3 中测量的插入部的插入长度，获得弯曲部的角度、插入部的转角、与插入操作信息相关联的内窥镜图像以及所显示的指示注释信息，并随后将处理转换到步骤 S5。

在 S5 的处理中，所述控制部向作为通知部 10 的显示装置 11 (参照图 3) 输出并显示在步骤 S4 中获得的数据。

此后，处理返回到步骤 S3，于是循环执行步骤 S3 或步骤 S5 的处理例程，并且向手术者提供插入操作的指示。

图 7A 到图 7C 示出了作为上述步骤 S5 的处理结果而在显示装置 11 上呈现的显示示例。

如图 7A 所示，插入部的插入操作量处理装置 12 中的控制部在显示装置 11 的画面上至少显示 3 个多画面，从而将插入操作指示通知给手术者。也就是说，分别在显示装置 11 的画面上部和该画面下部多画面显示两个画面 11A 和 11B 和一个画面 11C，在画面 11A 上显示由支气管内窥镜的内窥镜插入部 4A 获得的内窥镜图像(实时图像)，在画面 11B 上，与插入部插入被检体内的插入长度相对应，基于 CT 图像数据显示支气管内部的虚拟内窥镜图像(VBS 图像)。同时，在画面下部的画面 11C 上，通过文字将插入操作指示显示为指示，并通过扬声器 11D 将这些文字再生为话音。也就是说，以插入部的插入长度为基准，通过向手术者显示实时图像和 VBS 图像，由文字和声音指示弯曲部的角度或插入部的转角。

当呈现指示注释信息时，或将该注释信息加到图 1 所示的编辑部 8 中时，如图 6C 所示，以插入部的插入长度为基准，将注释信息(句子、声音和图像)显示在显示装置 11 的画面上的相应画面上，或通过扬声器 11D 将其再生。

在图 7A 所示的示例中，取代在屏幕 11B 中显示的虚拟内窥镜图像，根据与基准插入操作信息相关联存储的插入部的插入长度来显示内窥镜图像。

此外，在图 7A 所示的示例中，可以同时显示图 7C 中所示的画面 11B，以向手术者呈现：弯曲部角度显示部 20b，其显示有表示插入部的当前角度的显示条 21a 以及表示作为所存储的基准插入操作信息的操作指示角度的显示条 21b；插入部的转角显示部 20c，其显示有表示插入部的当前转角的显示条 22a 和表示所存储的基准插入操作指示角度的显示条 22b；以及显示部 20a，其显示在与基准插入操作信息相关联的当前插入操作中的插入部的前端部位置处的内窥镜图像。

根据第一实施例，如图 7B，在显示实时图像的画面 11A 上，在子画面 11a 中可以根据与基准插入操作信息相关联存储的同一插入长度显示内窥镜图像，因此，可以更详细地呈现插入操作指示。因此，内窥镜装置 1A 可以正确地对支气管内窥镜 14 的插入部进行插入。

此外，如图 7C 所示，作为另一插入操作指示的显示示例，可以同时在子画面 11a 上显示以向手术者呈现：弯曲部角度显示部 20b，其显示用于表示弯曲部的当前角度的显示条 21a 以及表示作为所存储的基准插入操作信息的操作指示角度的显示条 21b；插入部的转角显示部 20c，其显示表示插入部的当前转角的显示条 22a 和表示所存储的基准插入操作角度的显示条 22b；以及显示部 20a，其显示与基准插入操作信息相关联的当前插入操作中的插入部的前端部位置处的内窥镜图像。在这种情况下，如图 7D 所示，与插入操作的当前插入长度相对应地显示插入操作指示角度。当当前角度与插入操作指示角度明显不同时，可以执行控制操作，从而在显示装置 11 上显示或再现表示警告的文字或声音。

如上所述，根据第一实施例，可以基于插入部的基准插入操作信息呈现插入操作的指示，从而可以在短时间内准确地将内窥镜插入目的部位。

（第二实施例）

图 9 到图 12 示出了根据本发明的内窥镜系统或内窥镜装置的第二实施例。参照图 9 到图 12，与依据第一实施例的内窥镜装置 1 的部件相同的部件由相同的标号指示，并省略其说明，只描述不同的部分。

通过设置自动插入操作部 23 来构造第二实施例的内窥镜系统或内窥镜装置，该自动插入操作部 23 根据使用上述第一实施例的通知部 10 的插入操作指示，自动控制插入操作。其它结构与第一实施例的内窥镜装置 1 的结构大致相同。

如图 9 所示，在第二实施例的内窥镜装置（系统）1B 中，将自动插入操作部 23 设置在分析部 9、外围设备 3 及支气管内窥镜 14 之间。自动插入操作部 23 执行与第一实施例的通知部 10 相同的处理内容，并根据来自分析部 9 的分析结果自动控制支气管内窥镜 14 和其它外围设备 3 的各种操作。

也就是说，自动插入操作部 23 根据该分析结果自动控制支气管内窥镜 14 的插入部的插入操作。与上述第一实施例类似，支气管内窥镜 14 的插入部的插入操作包括弯曲部的角度操作、插入部的转动操作、插入部的插入操作、固定和解除插入部的前端的操作，以及固定和解除插入部的保持部分的操作。

在这种情况下，与上述第一实施例类似，可以在显示装置 11 上显示自动插入的支气管内窥镜 14 的插入操作状况。

接着，在图 10 中示出了用于支气管内窥镜 14 的自动插入操作的结构。该自动插入装置具有多个驱动部，这些驱动部由自动插入操作部 23 控制，并执行支气管内窥镜 14 的插入部的插入操作。

所述多个驱动部包括各种马达：弯曲部的角度调节马达 24A、插入部的插入长度调节马达 25A、以及插入部的转角调节马达 26A。

角度调节马达 24A 与支气管内窥镜 14 中的弯曲部的角度测量部 24B 一体化构成，并通过将其旋转轴与支气管内窥镜 14 的弯曲部角度调节机构（未示出）相连接来传送旋转力，以执行内窥镜插入部 4A 中的弯曲部的角度操作。弯曲部的角度测量部 24B 不停地检测弯曲部的角度，并将所检测的结果输出到自动插入操作部 23。

将插入部的插入长度调节马达 25A 设置为与插入支气管中的内窥镜插入部 4A 的外周面相接触，并直接与在内窥镜插入部 4A 的移动方向上

旋转的一对辊相连接，从而向该对辊提供驱动力。将插入部的插入长度测量部 25B 设置为靠近该插入部的插入长度调节马达 25A，并测量插入部的插入长度调节马达 25A 的旋转量，从而不停地向自动插入操作部 23 输出测量结果。

将插入部的转角调节马达 26A 设置为与插入支气管中的内窥镜插入部 4A 的外周面相接触。此外，插入部的转角调节马达 26A 直接与在内窥镜插入部 4A 的旋转方向（转动方向）上旋转的一对转筒相连接，从而向辊提供驱动力。将插入部的转角测量部 26B 设置为靠近该插入部的转角调节马达 26A，并测量插入部的转角调节马达 26A 的旋转量，从而不停地向自动插入操作部 23 输出测量结果。

自动插入操作部 23 根据来自弯曲部的角度测量部 24B、插入部的插入长度测量部 25B、以及插入部的转角测量部 26B 的测量结果来识别支气管内窥镜 14 的弯曲部的当前角度、插入部的插入长度、以及插入部的转角，并控制弯曲部的角度调节马达 24A、插入部的插入长度调节马达 25A 和插入部的转角调节马达 26A 的旋转驱动，以使内窥镜插入部 4A 的插入状态成为根据从存储部 2A 读出的基准插入动作信息的插入动作状态。

也就是说，根据该第二实施例，图 11A、图 11B、图 11C 示出了从存储部 2A 读出的基准插入操作信息的一个示例。自动插入操作部 23 控制弯曲部的角度调节马达 24A、插入部的插入长度调节马达 25A 和插入部的转角调节马达 26A 的旋转驱动，以使支气管内窥镜 14 的插入部的插入操作状态与图 11A 到图 11C 所示的操作信息基本匹配。

图 12 示出了上述自动插入操作部 23 的结构。

如图 12 所示，自动插入操作部 23 包括：作为控制部的 CPU 23a，其执行支气管内窥镜 14 的各种驱动控制以及存储部 2A 的读出控制；输入界面（此下称为 I/F）23b，其获取来自存储部 2A 的基准插入操作信息；ROM 23c，其存储操作信息（例如所获取的插入操作信息）以及自动插入操作所需的程序；RAM 23d，其临时存储与插入支气管内窥镜 14 的插

入部的插入相关的测量结果和基准插入操作信息，作为比较运算处理的工作区域；第一放大器 23e，其放大并输出用于驱动控制弯曲部的角度调节马达 24A 的驱动信号；I/F 23h，其捕获来自插入部的角度测量部 24B 的测量结果；第二放大器 23f，其放大并输出用于驱动控制插入部的插入长度调节马达 25A 的驱动信号；I/F 23i，其获取来自插入部的插入长度测量部 25B 的测量结果；第三放大器 23g，其放大并输出用于对插入部的转角调节马达 26A 进行驱动的驱动信号；以及 I/F 23j，其获取来自插入部的转角测量部 26B 的测量结果。

第二实施例的内窥镜装置（系统）1B 通过自动插入操作部 23 根据来自弯曲部的角度测量部 24B、插入部的插入长度测量部 25B、以及插入部的转角测量部 26B 的测量结果来识别支气管内窥镜 14 的弯曲部的当前角度、插入部的插入长度、以及插入部的转角，并同时控制弯曲部的角度调节马达 24A、插入部的插入长度调节马达 25A 和插入部的转角调节马达 26A 的旋转驱动，从而使内窥镜插入部 4A 的插入状态变为根据从存储部 2A 读出的基准插入操作信息的插入操作状态。这样，第二实施例的内窥镜装置（系统）1B 根据基准插入操作信息自动执行支气管内窥镜 14 的插入部的插入操作。

根据第二实施例，对如下情况进行了说明：自动插入操作部 23 自动进行支气管内窥镜 14 中的插入部的插入操作。然而，例如可以在自动模式和手动模式之间进行切换，并在需要手动操作时，切换到手动模式而向手术者呈现与第一实施例类似的操作指示。

因此，根据第二实施例，可以根据基准插入操作信息自动进行支气管内窥镜 14 的插入部的插入操作，并且随后，可以在短时间内准确地将内窥镜插入到目的部位中，而不管手术者的操作技术怎样。

根据该实施例，将基准插入操作信息反应到内窥镜手术期间由手术者进行的支气管内窥镜 14 的插入部的插入操作中，从而可以在短时间内准确地实现插入部的插入操作。因此，手术者可以得到在训练用内窥镜装置中使用该基准插入操作信息的体验，因而，可以有效地使用基准插

入操作信息。下面描述该实施例。

(第三实施例)

图 13 到图 15 示出了本发明的内窥镜系统或内窥镜装置的第三实施例。参照图 13 到图 15，与依据第一实施例的部件相同的部件由相同的标号指示，并省略对其的说明，只描述不同的部分。

第三实施例的内窥镜装置（系统）1C 代替了第一实施例的支气管内窥镜 14，其包括训练用内窥镜部 31，其由与第一实施例结构类似的用于训练的支气管内窥镜构成，此外，内窥镜装置（系统）1C 包括：虚拟内窥镜图像数据输出部 6A，其代替了内窥镜视频输出部 6，输出虚拟内窥镜图像数据；以及编辑分析部 32，其可以执行编辑部 8 和分析部 9 的类似处理。其它结构与第一实施例的大致相同。

如图 13 所示，在第三实施例的内窥镜装置（系统）1C 中，处理装置 2 的存储部 2A 中存储有基准插入操作信息和虚拟内窥镜图像数据。与第一实施例类似，编辑和分析部 32 读取或重新处理、并编辑所存储的数据。

训练用内窥镜部 31 具有支气管内窥镜，其具有外围设备 3 和内窥镜插入部 4A，并进一步具有与第一实施例的支气管内窥镜 14 相同的结构。如图 14，具体地，该训练用内窥镜部分 31 包括弯曲部的角度测量部 15A、插入部的插入长度测量部 15B、以及插入部的转角测量部 15C。训练用内窥镜部 31 向编辑分析部 32 输出从测量部 15A、15B 和 15C 获得的插入操作信息。在训练内窥镜的手操作部附近设置有冻结按钮 15D。当按下冻结按钮 15D 时，将此时所显示的虚拟内窥镜图像显示为快照（snapshot）。

虚拟内窥镜图像数据输出部 6A 根据 CT 图像数据生成支气管内部的内窥镜图像（VBS 图像），并向编辑分析部 32 输出所生成的图像。

虚拟图像显示装置 33 具有与根据第一实施例而使用的显示装置 11 相同的结构。该虚拟图像显示装置 33 至少显示三个画面，从而显示作为训练用内窥镜部 31 的插入操作结果的虚拟内窥镜图像。

编辑分析部 32 根据由手术者利用训练用内窥镜部 31 对插入部进行测量的结果，获得插入操作信息，随后将所获得的插入操作信息和虚拟内窥镜图像与存储在存储部 2A 中的存储图像（基准插入操作信息和内窥镜图像）进行顺序比较并分析，并在监视插入操作状况的同时，在视觉图像显示装置 33 上输出并显示该比较结果。

在这种情况下，如图 7A 所示，编辑分析部 32 分别在虚拟图像显示装置 33 的画面上部以及画面下部多画面地显示两个屏幕 33A 和 33B 以及一个屏幕 33C。在画面 33A 中，根据训练用内窥镜部 31 的各插入操作的测量结果，显示来自虚拟内窥镜图像数据输出部 6A 的虚拟内窥镜图像（VBS 图像），一旦按下训练用内窥镜部 31 的冻结按钮 15D，画面 33B 显示所显示的虚拟内窥镜图像（VBS 图像）的快照。同时，在画面下部的画面 33C 中将过去的快照（VBS 图像）按照插入部的插入长度从短到长的顺序在附图中从左到右显示为列表（参照图 15）。

在编辑和分析部 32 的控制下，将屏幕 33C 上的快照的列表显示信息存储在处理装置 2 的存储部 2A 中。与第一实施例类似，列表显示信息被显示在作为通知部 10 的虚拟图像显示装置 33 上，从而可以向进行训练用内窥镜部 31 的插入操作的手术者呈现操作指示。

其它的结构和操作与第一实施例的相同。

因此，根据第三实施例，手术者可以利用训练内窥镜设备而获得使用基准插入操作信息的经验，因此可以有效地使用该基准插入操作信息和过程。例如，将该训练内窥镜设备用作教学系统会对提高手术者的插入技巧做出巨大的贡献。

在第三实施例的内窥镜装置（系统）1C 中，与上述第二实施例类似，编辑分析部 32 根据基准插入操作信息自动操作训练用内窥镜部 31。因此，操作训练用内窥镜部 31 的手术者可以获得与基准插入操作信息和过程类似的方法的经验。

根据第一到第三实施例，给出了如下情况的说明：在该情况下，根据基准插入操作信息提供插入操作指示，同时显示 VBS 图像以及实时图

像。然而，本发明不限于此，而是可以呈现插入操作指示，同时只显示实时图像。

下面示出的内窥镜装置可以很容易地检测出插入部的前端部的重力方向。具有上述结构的内窥镜可以应用于根据第一到第三实施例的内窥镜系统和内窥镜装置。

(第四实施例)

图 16 示出了本发明的第四实施例。

所述第一到第三实施例示出了内窥镜插入部的应用示例。然而，作为具有细长插入部的医疗处理器具，第四实施例是例如与插入用于血管治疗的导管有关的应用示例。

如图 16 所示，第四实施例的医疗系统包括取代了第一实施例的插入操作信息收集部的插入位置信息收集部，并且因为第四实施例涉及血管治疗导管（以下简称为导管）51 的插入，所以省略了内窥镜视频输出部。

根据第四实施例，设置导管插入长度测量部 52 以检测血管治疗导管（此后简称为导管）51 的插入位置，将该测量部 52 检测到的导管前端部的位置信息输出到图中未示出的所述插入位置信息收集部。上述导管插入长度测量部 52 设置在例如与患者体表相附接的装置本体 53 的内部空间部分中。该装置本体 53 具有开口部分 55a 和 55b，上述导管 51 可以在该前端侧部分和基端侧部分这两个位置插入其中。

此外，在所述装置本体 53 中配置有：引导轮 62，其引导导管 51；和一对第一夹轮 61 和第二夹轮 64，以发出和收回导管。齿轮 63 与所述第二夹轮 64 同轴附接，齿轮 63 在夹住并挤压导管 51 的状态下根据所述导管 51 的前进与收回而旋转。所述齿轮 63 与蜗轮 65 相啮合，并且该蜗轮 65 的旋转轴 66 具有编码器（encoder）67，从而构成导管插入长度测量部 52。

信号线 67a 从编码器 67 延伸出，并且来自编码器 67 的信号通过该信号线 67a 输入到导管插入位置处理装置（未示出），该导管插入位置处理装置具有与根据第一实施例描述的插入操作量处理装置 12 相同的结

构，计算出血管 68 内部的导管 51 的插入长度和位置。

下面将描述具有上述结构的导管插入长度测量部 52 的作用。

导管 51 通过在装置本体 53 的前端部形成的开口部分 55a 被引导到装置本体 53 的外侧，随后通过在基端部形成的开口部分 55b 再次将导管 51 引导到装置本体 53 的内部空间中。该导管 51 被插入到第一夹轮 61 和第二夹轮 64 之间，并且以预定力拔出/拉入。根据该实施例，根据导管 51 的插入量旋转第二夹轮 64，并且随着第二夹轮 64 的旋转，齿轮部分 63 旋转。因此，与该齿轮部分 63 相啮合的蜗轮 65 旋转，旋转量被编码器 67 转换为电信号，并且将插入长度信息输出到所述导管插入位置处理装置。

所述导管插入位置处理装置根据来自编码器 67 的信号计算导管 51 在血管 68 中的插入长度，根据所计算出的插入长度，执行与第一实施例的处理类似的处理，并将与插入位置信息相关联的待显示或待通知的指示注释信息输出到、显示在或通知到作为通知部的显示装置。

利用上述的结构和操作，与第一到第三实施例的内窥镜插入部的情况基本类似，本发明可以应用到作为具有长插入部的医疗器械的血管治疗导管 51。

根据第四实施例，作为医疗处理器具，描述了血管治疗导管 51，然而，本发明不限于此，而是可以应用于内窥镜处理器具，例如插入到用于插入内窥镜处理器具的通道中的钳子等。

（第五实施例）

图 17 到图 22B 示出了第五实施例。

第五实施例说明了将本发明应用于作为内窥镜本体的支气管内窥镜的情况。

如图 17 所示，第五实施例的内窥镜装置 101 主要包括：支气管内窥镜（下文简称为内窥镜）102，其作为内窥镜本体能够插入支气管中；摄像机控制部（后文称为 CCU）103，其对通过该内窥镜 102 中的图像获取部（未示出）的摄像操作所获得的内窥镜图像进行信号处理；观察监视

器 104，其显示经过该 CCU 103 图像处理过的内窥镜观察图像（下文称为观测图像）；导航部 105，其形成虚拟内窥镜图像（下文称为 VBS 图像），该 VBS 图像根据由 CT 设备（未示出）初步获得的三维 CT 图像而生成；以及导航监视器 106，其显示由该导航部 105 生成的 VBS 图像。

CT 设备是例如 X 射线 CT（计算机断层成像）设备，其通过拍摄被检体的断层图像，来获得该被检体的三维图像数据，并通过使用该三维图像数据来执行患病部分的诊断。

内窥镜 102 包括：柔性的细长插入部 111；以及操作部 112，其与插入部 111 的基端相连接，并用作把手部分。通用塞绳 113 从操作部 112 的后面延伸到内窥镜 102。设置在通用塞绳 113 的端部的连接器与 CCU 103 相连接。

通过连续连接布置在前端侧的前端部 114、布置在前端部 114 的基端的可以自由弯曲的弯曲部 115、以及布置在弯曲部 115 的基端的柔性长柔管部分 116 来形成内窥镜插入部 111。

内窥镜操作部 112（内窥镜 102 的操作部 112）具有在其基端侧的把手部分 112a，作为能够被手术者抓握的部分。内窥镜操作部 112 具有在把手部分 112a 上侧的用于远程控制 CCU 103 的视频开关 112b。

内窥镜操作部 112 具有弯曲操作捏手 117。通过抓握把手部分 112a 并旋转弯曲操作捏手 117 来弯曲所述弯曲部 115。

此外，内窥镜操作部 112 具有靠近把手部分 112a 的前端的处置器具插入端口 118，用于插入处理器具（例如活组织检查钳）。该医疗器具插入端口 118 在其内部与处理器具插入通路 119 相通。例如活组织检查钳（未示出）的处理器具被插入到处理器具插入端口 118 中，处理器具的前端侧通过内窥镜的医疗器械插入通路 119 从形成在前端部 114 上的通道开口 119a 伸出。

在内窥镜 102 中，用于传送照明光的光导（未示出）插入并布置在插入部 111、操作部 112 和通用塞绳 113 中。光导的基端侧通过操作部 112 达到通用塞绳 113 的连接器部分，并且光导传送来自光源（未示出）的

照明光。从光导传送的照明光从固定到插入部的前端部 114 的照明窗 114a 的前端表面照明患病部位等的目标。

被照明的目标的图像从邻近照明窗 114a 布置的观测窗 114b 被内窥镜 102 捕获。所捕获的目标图像被获得并被图像获得设备（未示出）光电转换为图像获得信号。图像获得信号被传送到信号电缆（未示出），并通过通用塞绳 113 输出到 CCU 103。

CCU 103 对于来自内窥镜 102 的摄像设备的摄像信号进行信号处理，生成基准视频信号，向该观察监视器 104 输出该视频信号，并在该监视器 104 的显示表面显示所观察的图像。

如上所述，导航部 105 形成 VBS 图像，向导航监视器 106 输出所生成的视频图像，并通过联接到内窥镜插入部 111 的前端部 114 的位置而在该导航监视器 106 的显示表面上显示 VBS 图像。由导航部 105 将内窥镜 102 导向显示在导航监视器 106 上的 VBS 图像，并且插入部的前端部 114 到达气管中的关心部位。

支气管具有多级分支，并进一步在分支点获得的观察图像具有含有多个分支路线的类似图像。

因此，当所获得的观测图像具有带有特征的分支图像时，很容易分辨具有关心部位的支气管的分支方向。然而，不能仅根据在所获得的观察图像的左分支和右分支上没有特征的图像来分辨具有关心部位的分支方向。

根据第五实施例，内窥镜装置 101 具有重力方向指示部，其根据内窥镜 102 的斜度可视地指示重力方向，并具有配置部，其将重力方向指示部配置在内窥镜 102 的观察视野范围内。

也就是说，在根据第五实施例的内窥镜装置 101 中，探针 121 从内窥镜操作部 112 的处理器具插入口 118 中插入，探针 121 的前端侧从处理器具插入通路 119 的通道开口 119a 伸出，并将在其前端侧设置的作为重力方向指示部的气球 122 设置在内窥镜 102 的观察视野范围内。也就是说，探针 121 具有配置部，其将作为重力方向指示部的气球 122 设置

在内窥镜 102 的观察视野范围内。

探针 121 包括：探针部 121a，其被插入内窥镜 102 的处疗器具插入通路 119 中；以及探针操作部 121b，其设置在探针部 121a 的后端部。

上述探针部 121a 具有在其前端侧的气球 122，由透明部件或半透明部件制成，并且用于提供和排出流体 123 的流体管路 124 通过开口 124a 插入和设置进气球 122 内（参照图 18）。与该流体管路 124 相连接的注入缆线 125 延伸到探针操作部 121b。注入缆线 125 在其端部具有带有止回阀的注入杯 125a。通过将注射器 126 连接到带有止回阀的注射杯 125a，探针 121 可以向该注射器 126 注入或排放注入流体 123。

很少气管或支气管内包括蓝色或绿色结构，因此，流体 123 被染成蓝色或绿色。因此，流体 123 可以很明显地从身体器官（如支气管等）中分辨出来，并进一步有利于通过处理图像数据来计算由蓝色或绿色占据的范围。

探针 121 是例如超声波探针，其在探针前端部具有超声波探头（未示出），其获得超声波断层图像，并通过探针缆线 127 连接到导航部 105。

导航部 105 根据内窥镜 102 的摄像设备（将随后描述）获得的观测图像来计算内窥镜插入部 111 的前端部 114 的重力方向，并执行处理，使对于计算出的重力方向的 VBS 图像与支气管内窥镜的真实图像的旋转方向相一致。也就是说，导航部 105 构成了图像处理部。可以自动执行该处理，或通过设计用于该处理的指示开关来手动地执行。当探针 121 是超声波探针时，导航部 105 还根据重力方向执行与由该超声探针获得的超声断层图像有关的处理，使支气管镜的真实图像与旋转方向相一致。

具有上述结构的内窥镜装置 101 被用于支气管疾病等的内窥镜观察与处理（活组织检查和治疗）。

首先，手术者从患者的嘴或鼻子将内窥镜 102 的插入部 111 插入患者的体腔，使插入部的前端部 114 向由手术者确定的预定位置（例如到气管的顶部（喉部））前进。随后，在观看显示在观察监视器 104 上的由内窥镜 102 获得的观测图像的同时，手术者插入内窥镜插入部 111。

手术者使插入部的前端部 114 向预定位置前进，随后，移动导航部 105 参照显示在导航监视器 106 上的 VBS 图像并随着到达关心部位的路线，插入所述插入部的前端部 114。

此处，如上所述，支气管具有多级分支，并进一步在分支点获得的观察图像具有带有许多分支目的地路线的类似图像。

因此，当所获得的观测图像具有带有特点的分支结构时，很容易分辨具有关心部位的支气管的分支方向。然而，很难仅根据没有特点的左分支和右分支处获得的观察图像来分辨具有关心部位的分支方向。相反地，当确定了重力方向时，通过与 VBS 图像相比较来确定分支方向。

手术者从内窥镜操作部 112 的处理器具插入口 118 插入探针 121，并且探针 121 的前端侧从该处理器具插入通路 119 的通道开口 119a 伸出。顺便提及，探针 121 还未处于没有鼓起状态。

手术者将注射器 126 连接到注射缆线 125 的带有止回阀的注入杯 125a，将预定量的被染成蓝色或绿色的流体（液体）123 注入探针部 121a 的气球 122 内，注入空气，并因此使气球 122 鼓起。可以代替注入流体（液体）123 和空气，将不同颜色不同重力的两种流体（液体）123 注入气球 122 内。此外，所用的流体 123 是根据第五实施例的液体，然而，本发明不限于此，而可以是作为流体 123 的粉末状物质。

随后，如图 18 所示，在气球 122 中，该被染成蓝色或绿色的流体 123 被密封。气球 122 中的流体 123 根据插入部的前端部 114 的斜度在其中移动，并且流体表面 123a 根据重力方向改变。也就是，在液体表面 123a 上，该垂直方向代表重力方向。

因此，气球 122 可以从视觉上示出重力方向。例如，如图 19 所示，根据获得的观察图像，流体（液体）123 的液面 123a 在右侧倾斜，并因此判断重力方向在略右下方向。

根据本实施例，根据该观察图像计算内窥镜插入部 111 的前端部 114 的重力方向。执行图像处理，从而与对于所计算的重力方向的 VBS 的旋转方向相一致。例如，导航部 105 根据图 20 所示的流程图进行图像处理。

导航部 105 检测由 CCU 103 获得的观察图像上的蓝色或绿色的流体（步骤 S11）。导航部 105 识别由所检测的蓝或绿色所占据的部分的位置或形状（图形），并测量流面 123a 的面积（步骤 S12）。随后，导航部 105 增加光学特征，例如所用的内窥镜 102 的视角或失真等，并修正所获得的位置关系（步骤 S13）。

接着，导航部 105 三维地分析所获得的位置关系（步骤 S14）。导航部 105 根据所得的分析结果确定重力方向（步骤 S15）。随后，导航部 105 根据所确定的重力方向使 VBS 图像的旋转方向与所观测的图像的旋转方向相一致（步骤 S16）。

随后，导航监视器 106 按照与所观察的图像的方向相一致的旋转方向显示 VBS 图像。手术者通过逐分支地使用弯曲部 115 将插入部的前端部 114 弯曲到支气管分支的末梢部分，并且使插入部的前端部到达关注部位。手术者执行关注部位的内窥镜观察和治疗（活组织检查与治疗）等。

因此，第五实施例的内窥镜装置 101 可以很容易地通过插入部的前端部 114 检测出重力方向，并且在将插入部 111 插入复杂的管路中时，手术者可以防止所观测图像的重力方向丢失。

结果，第五实施例的内窥镜装置 101 可以检测所观察图像的重力方向并可提高可操作性。

例如，在内窥镜装置 101 中，一旦将插入部 111 插入大肠，操作部 112 的方向被转动从而可以很容易地插入所述插入部 111，并且，随后，可以得知所观察图像的重力方向。因此，在内窥镜装置 101 中，当发现癌症等的病变区域（如）时，可以知道该癌症在哪个方向。此外，在增加了评估癌症扩散到哪个器官时的可操作性。

此外，当在具有管路（如用于热交换的许多管子）的装置或设备的检查中在管子内发现任何裂缝时，在内窥镜装置 101 中，所观察图像的重力方向是已知的。因此，在内窥镜装置 101 中，管路内的裂缝的方向角是已知的，并且在估计可能被来自裂缝部分的蒸汽散射引起腐蚀等的

其它管路方面，可操作性被提高。

代替提供探针 121，例如，可以在在设置如图 21 所示的钳子等的处理器具 128（例如钳）的前端侧布置气球 122，在这种情况下，所观察的图像如图 22A 或图 22B 所示。

图 22A 示出了设置在处理器具 128 的前端侧的气球 122 鼓起之前的状态下所观察的图像，图 22B 示出了设置在处理器具 128 的前端侧的气球 122 从图 22A 所示的状态鼓起之后的状态下所观察的图像。

通过将气球 122 设置在医疗器械 128 的前端侧，根据变型例的内窥镜装置 101 可以检测重力方向，并能实现诸如活组织检查和治疗等的处理。

也就是说，变型例的内窥镜装置 101 具有这样的优点：在检测重力方向之后，可迅速进行诸如活组织检查或治疗的处理，而不需拔出探针。

内窥镜装置包括电子内窥镜，其对在其插入部的前端部 114 处的内窥镜图像进行摄像。然而，本发明不限于此，本发明可以应用于光学内窥镜，其中从插入部的前端部 114 获取的内窥镜图像被图像传送部传递到眼块部，并被眼块部所观察。

（第六实施例）

图 23 到图 28 是根据第六实施例的图。

根据第六实施例，密封在气球 122 中的流体 123 是导电流体。其它的结构与上述第五实施例的结构相同，因此，省略对其的说明，并且相同的标号用于指示相同的部件。

也就是说，如图 23 所示，第六实施例的内窥镜装置包括使用导电流体 131 作为密封在设于前端侧的气球 122 中的流体 123 的探针 121B。与上述第五实施例的说明类似地插入和布置流体管路 124，流体管路 124 与探针操作部 121b 中的注入缆线 125 相连接，以将来自注射器 126 的导电性流体 131 提供并排出气球 122。

如图 24 所示，探针 121B 至少具有三个电极 132，以与气球 122 中的导电流体 131 相接触。

在电极 132 中，导电部分 132a 和绝缘部分 132b 交替布置。用于向导电部分 132a 提供电流的电线 133 插入到电线插入通路 134 中，并延伸到探针操作部 121b。

通过将探针 121B 通过探针缆线连接到导航部 105，电流被从导航部 105 提供给电极 132。

根据第六实施例，根据电极 132 的电流变化，计算导电性流体 131 的位置变化，并确定重力方向。

如图 25A 所示，例如，当导电性流体 131 的液面 131a 在右侧倾斜时，三个电极 132 在图中的 A 点、B 点和 C 点的下侧导电。流向电极 132 的电流根据导电范围而发生变化，根据该电流变化，导航部 105 计算导电性流体 131 的位置变化，并确定重力方向在右下方向。如图 25B 所示，例如，当导电性流体 131 的液面 131a 与三个电极 132 全部接触并随后它们导电时，导航部 105 确定重力的方向在右侧。

因此，第六实施例的内窥镜装置 101 具有与上述第五实施例的内窥镜装置相同的优点。

如图 26 所示，探针可以在内部密封导电流体 131 而无需在其前端侧提供气球 122。

再次参照图 26，探针 121C 具有流体密封部 135，其密封导电性流体 131，用以代替该前端侧的气球 122，与上述第六实施例的说明类似，其还具有流体密封部 135 中的至少三个电极 132。流体密封部 135 是防水密封形成的，从而防止导电性流体 131 泄露到其中插入了从电极 132 延伸出的电线 133 的电线插入通路 134。

探针 121C 无需设置在内窥镜 102 的观察视野范围内，探针 121C 被插入内窥镜插入部 111 的前端部 114，并在这种状态下，可以与第六实施例的上述说明相同的方式，根据三个电极 132 中流动的电流的变化，计算导电性流体 131 的位置变化并确定重力方向。

探针 121C 需要修正内窥镜 102 的旋转方向。在这种情况下，如图 27 所示，探针 121C 从内窥镜 102 的处理器具插入口 118 插入到处理器具

插入通路 119 中。

如图 28 所示,出于修正内窥镜 102 的旋转方向的目的,在探针 121C 中,设置在探针部 121a 的基端侧的突出部分 136 与形成在内窥镜 102 的处理器具插入口 118 中的槽口 118a 相接合。因此,探针 121C 可以纠正内窥镜 102 的旋转方向。

具有该结构的变型例具有与上述第六实施例的结构的优点相同的优点,另外,因为不需要气球 122,因此直径可以缩小,例如,内窥镜装置可以到达支气管更深的部分。

(第七实施例)

图 29 到图 34 是根据第七实施例的图。

第四和第六实施例使用探针来检测重力方向,但第七实施例通过在内窥镜插入部 111 的前端部 114 提供流体密封部来检测重力方向。其它的结构与上述第五实施例的结构相同,因此,省略对其的说明,并且相同的标号指示相同的部件。

也就是说,参照图 29,第七实施例的内窥镜 102B 具有流体密封部 141,用于检测插入部的前端部 114 处的重力方向。

流体密封部 141 是透明部件或半透明部件,中空并具有与插入部的前端部 114 的外径相同的外径,此外,流体密封部 141 具有与上述第五实施例相类似的密封流体(液体)123 和空气或两种不同密度的流体(液体)123 的外部部件。在流体密封部 141 中,中空部分为观察窗区域。

此外,流体密封部 141 按下插入在插入部 111 中的杆部件 142,从而在插入部 111 的纵向上自由地推进或收回流体密封部 141。由布置在操作部 112 中的进退操作机构(未示出)按下或拉动杆部件 142。

一旦检测到内窥镜 102B 中的重力方向,则在向插入部的前端部 114 相反的方向按下杆部件 142,因此流体密封部 141 进入观察视野范围。参照图 30,内窥镜 102B 获得观察图像。在图 30 所示的观察图像中,由于密封在流体密封部 141 中的流体(液体)的液面 123a 在斜左侧倾斜,因而判断重力方向大约在左下。

与第五实施例的说明类似，导航部 105 根据所观察的图像计算内窥镜插入部 111 的前端部 114 的重力方向，并实现图像处理，使 VBS 图像的旋转方向与计算的重力方向相一致。

在重力方向检测之外的观察中，在内窥镜 102B 中，杆部件 142 被拉到插入部的前端部 114 侧，因此，流体密封部 141 靠近插入部的前端部 114，并获得流体密封部的观察窗区域上的视野。

参照图 32，仅在所观察的图像的外围部分出现内窥镜 102B。

结果，第七实施例的内窥镜 102B 具有与上述第五实施例的内窥镜相同的优点，并因为不使用探针而提高了可用性。

另外，内窥镜没有在其插入部的前端部 114 中的流体密封部 141，而如图 33 所示，可以在杯 143B 中设置流体密封部 141。

也就是说，如图 33 所示，内窥镜 102 是透明部件或半透明部件，并具有杯 143B，该杯 143B 具有与插入部的前端部 114 的外径相同的外径。

也就是说，参照图 33，杯 143B 具有：在前端侧的与上述第七实施例的流体密封部相同的流体密封部 141；以及附接部分 144，内窥镜插入部 111 的前端侧利用该附接部分 144 与杯 143B 的基端侧相啮合。

具有上述结构的内窥镜 102 获得如图 34 所示的观察图像。参照图 34，密封在流体密封部 141 中的流体 123 向正下方倾斜，因此确定重力方向在下方。参照图 33，液面 123a 在所观测图像的斜右侧倾斜，重力方向在略右下侧。

与上述第五实施例类似，导航部 105 通过该观察图像计算该内窥镜插入部 111 的前端部 114 的重力方向，并执行图像处理，使 VBS 图像的旋转方向与所计算的重力方向相一致。

结果，本变型例的内窥镜具有与上述第七实施例的内窥镜相同的效果，并因为不需要流体密封部 141 的杆部件 142，因此可以缩小直径。

（第八实施例）

图 35 到图 44 是根据第八实施例的图。

在上述第五实施例的内窥镜装置中，在体腔中的管路弯曲的情况下，

例如，如图 35 所示，当气球 122 从指向斜上方向的内窥镜的插入部的前端部在斜上方向上突出时，从插入部的前端部获得的观察图像为从下部观察的图像。

在这种情况下，如图 36 所示，不能看到密封在气球 122 中的流体 123 的流体表面 123a，因此很难确定所观察图像中的重力方向。

依据第八实施例，除流体 123 外，至少具有不同密度的两种球状部件被密封在气球 122 中，并检测重力方向。其它结构与上述第五实施例的相同，因此，省略了对其的说明，并且相同的符号指示相同的部件。

参照图 37，在第八实施例的内窥镜 102D 中，流体 123 和具有不同密度的至少两种球状部件 145A 和 145B 被密封在设置在探针 121 处的气球 122 中。

在两种球状部件 145A 和 145B 中，球状部件 145A 被染成例如绿色，而球状部件 145B 被染成蓝色。球状部件 145A 和 145B 的密度例如具有关系：

球状部件 145A（绿色）的密度<流体 123 的密度<球状部件 145B（蓝色）的密度

与上述第五实施例类似，流体 123 被从注射器 126 提供给并排出气球 122。气球 122 在提供流体 123（鼓起）之前的收缩状态下，如图 38 所示，气球状部件的收缩力将该两个球状部件 145A 和 145B 排列并容纳在其前端侧的探针 121C 的轴线上。

参照图 39，气球 122 可以排列为将两个球状部件 145a 和 145b 容纳在探针 121c 的前端侧。

随后，参照图 40，流体 123 被提供给气球 122 并且气球 122 因此而鼓起。

由于上述密度关系，球状部件 145A（绿）的密度轻于流体 123 的密度，因此，球状部件 145A（绿）浮在流体 123 上。另一方面，球状部件 145B（蓝）因其密度高于流体 123 的密度而沉在流体 123 的底部。因而确定重力方向是通过球状部件 145A（绿）的中心和球状部件 145B（蓝）

的中心的直线上的球状部件 145B（蓝）方向侧。例如参照图 40，重力方向是下方向。

当如图 35 所示气球 122 从指向斜上方的内窥镜的插入部的前端部 114 沿斜上方突出时，具有上述结构的内窥镜 102D 得到如图 41 所示的观察图像。

与上述第五实施例的说明类似，导航部 105 根据所观察的图像计算内窥镜插入部 111 的前端部 114 的重力方向，并执行图像处理，使 VBS 图像的旋转方向与所计算的重力方向相一致。

利用上述密度关系，参照图 41，球状部件 145A（绿）因浮在流体 123 上而处于较远位置，从而看起来很小。另一方面，球状部件 145B（蓝）因沉在流体 123 的底部而处于较近位置，从而看起来较大。

因此参照图 42，需要识别球状部件 145A（绿）和球状部件 145B（蓝）在图像上占据的位置和范围（大小），并需要得到球状部件 145A（绿）和球状部件 145B（蓝）之间的三维位置关系。

接下来，说明该三维位置关系。

首先，为了简化说明，在模型中考虑图 43 所示的气球 122 从内窥镜插入部 111 的前端部 114 突出的状态。

此处，

原点 O：内窥镜 102D 的视点中心；

R2：球状部件 145A 和 145B 的半径

R1：气球 122 的半径 ($R1 \gg R2$)

f：焦距

D1：气球 122 和内窥镜插入部 111 的前端部 114 之间的中心距离。

球状部件 145A 和 145B 分别受重力的作用，并因此在气球 122 中移动。因此，球状部件 145A 和 145B 的中心在半径 (R1-R2) 的球面上移动。

然而，由于($R1 \gg R2$)的关系，因此，该半径约等于 R1。

也就是说，球状部件 145A 和 145B 的中心如下：

$$x^2 + y^2 + (z - D1)^2 = R1^2 \quad (1)$$

根据式 1, 球状部件 145A 的中心 $O_A(X, Y, Z)$ 被考虑如下:

$$Z = D1 + \sqrt{R1^2 - X^2 - Y^2} \quad (2)$$

$(Z > D1)$

在观察图像上, 物体被投影到焦距 f 处, 并如图 45 所示, 在投影到 $z=f$ 平面上的情况下考虑式 (2)。

假定投影之后的坐标为 (x', y', z') 。

$$x' : X = z' : Z \quad (3)$$

$$y' : Y = z' : Z \quad (4)$$

根据式 (2)、(3) 和 (4),

$$x' = \frac{fX}{D1 + \sqrt{R1^2 - X^2 - Y^2}} \quad (5)$$

$$y' = \frac{fY}{D1 + \sqrt{R1^2 - X^2 - Y^2}} \quad (6)$$

也就是说, 参照图 45, 根据所观察的图像测量 $z=f$ 平面上的 x 和 y 坐标 (x', y') , 并因此根据式 (5) 和式 (6) 获得球状部件 145A 的 x 和 y 坐标 (X, Y) , 并根据式 (2) 获得 z 坐标 (如果根据所观测的图像读出了中心坐标, 则确定了三维坐标)。

如上所述, 根据三维坐标系统确定了球状部件 145A 的坐标。

由于球状部件 145B 具有对象中心 $(0, 0, D1)$, 所以球状部件 145B 的坐标是 $(-X, -Y, 2D1-Z)$

如上所述, 重力方向 AB (向量) 为:

$$\text{向量 } AB = (0-x, 0-Y, D1-z)$$

$$= (-X, -Y, D1-Z)$$

为了确定球状部件 145A 和 145B 哪个更靠近视点, 在观察图像上测量球状部件 145A 和 145B 的大小 (测量了大小, 但不计算距离)。

当球状部件 145A 和 145B 具有某种程度的大小 (在图像上占据了任何范围) 时, 随着球状部件 145A 和 145B 从所观察图像的中心脱离, 失真增加。因此, 在读取球状部件 145A 和 145B 的中心坐标 (x', y') 时,

需要进行修正。三维坐标的基本计算方法与所述的相同。

因此，第八实施例的内窥镜 102D 可以导出球状部件 145A（绿）和球状部件 145B（蓝）之间的三维位置关系。当气球 122 中的球状部件 145 具有某种程度的大小，并根据观察图像确定了球状部件 145 的中心是在 $z = D_1$ 平面上还是之下时，获得了与当气球 122 中的球状部件为一个时相同的优点。

结果，第八实施例的内窥镜 102D 具有与上述第五实施例相同的优点。当体腔中的管路弯曲时，在气球 122 从指向斜上方向的内窥镜的插入部的前端部 114 向着斜上方向突出的情况下，也可以很容易地确定重力的方向。

（第九实施例）

图 46 和图 47 是根据第九实施例的图。

根据第九实施例，使用设置在内窥镜插入部、探针或处理器具前端侧的重力传感器。其它的结构与上述第五实施例的相同，因此省略了对它的说明，并且相同的符号表示相同的部件。

也就是说，参照图 46，第九实施例的内窥镜具有设置在内窥镜插入部、探针或处理器具前端侧的作为重力方向指示部的重力传感器 151。重力传感器 151 具有在球状容器 151A 中设置的许多微电极 152，导电性流体 131 的液滴 131B 具有低的可湿性，其根据重力方向在微电极 152 上移动，并密封在球体容器 151A 中。从微电极 152 延伸的信号线 152b 与导航部 105 电连接，从而由导航部 105 控制这些微电极 152。

参照图 47，导航部 105 全球状地扫描重力传感器 151，并测量相邻微电极 152 之间的电阻，从而检测在具有低电阻的部分出现的液滴 131B，根据所检测位置，计算重力方向。

在重力传感器 151 中，球体容器 151A 可以充满导电性流体 131，并可以根据导电性流体 131 中移动的气泡来检测重力的方向。在这种情况下，导航部 105 全球状地扫描重力传感器 151，并测量相邻微电极 152 之间的阻抗，从而检测在高阻抗部分是否具有气泡，根据检测位置，计算

重力方向。

因此，与上述第四到第八实施例相比较，第九实施例的内窥镜的插入部的前端部 114 的直径可以更小。

已经描述了本发明的实施例，应该清楚，本发明不限于这些具体实施例，而可以在不脱离所附权利要求限定的本发明的范围或精神的情况下，对其进行各种修改和变型。

工业应用

如上所述，根据本发明的内窥镜系统、内窥镜插入部的插入操作程序和内窥镜装置对于体腔内的医疗观察和各种治疗处理等是有用的，并进一步适用于医疗教学。此外，除了上述医疗使用之外，根据本发明的内窥镜装置在检测各种设备的管路或箱子、飞行器的机身或机翼的内部、锅炉、燃气轮机、化工厂等的配管、汽车引擎的主体等的内部划痕或腐蚀等时是有用的。

相关申请的交叉引用

本发明要求 2002 年 8 月 30 日在日本提交的日本专利申请 2002-255696 和 2002 年 11 月 7 日在日本提交的日本专利申请 2002-255700 的优先权，上述内容被引用到本申请的说明书、权利要求书和附图中。

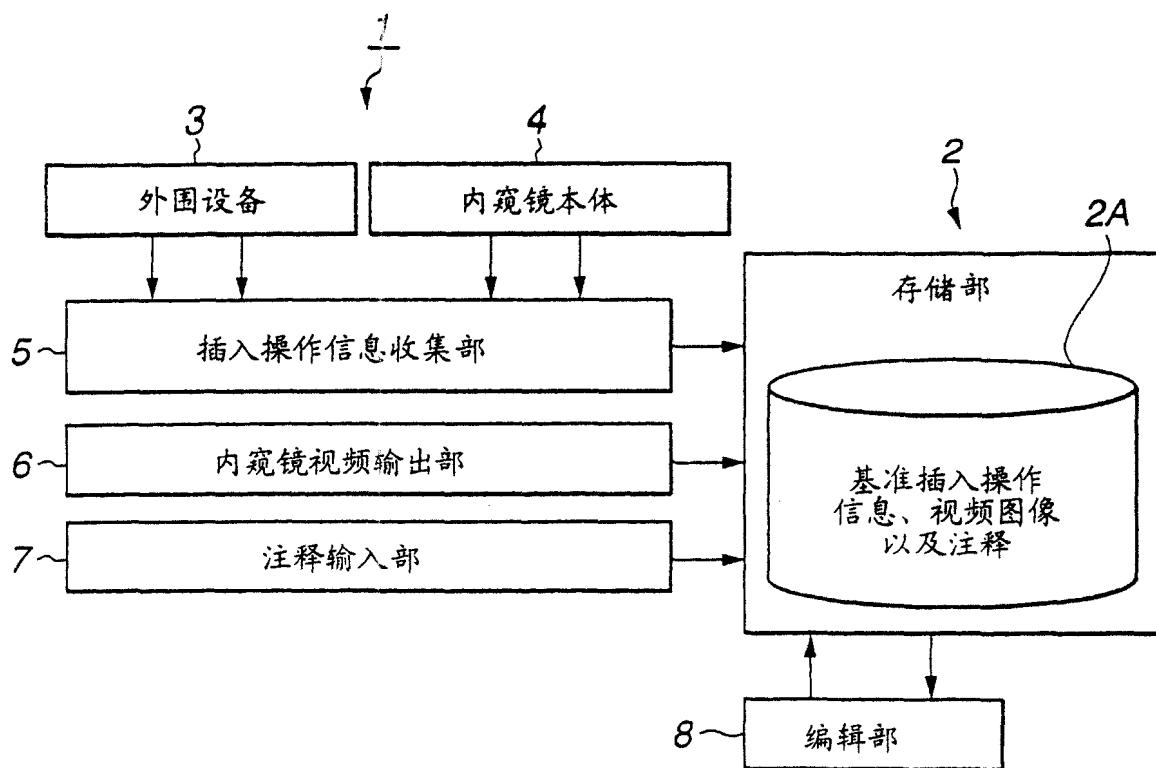


图 1

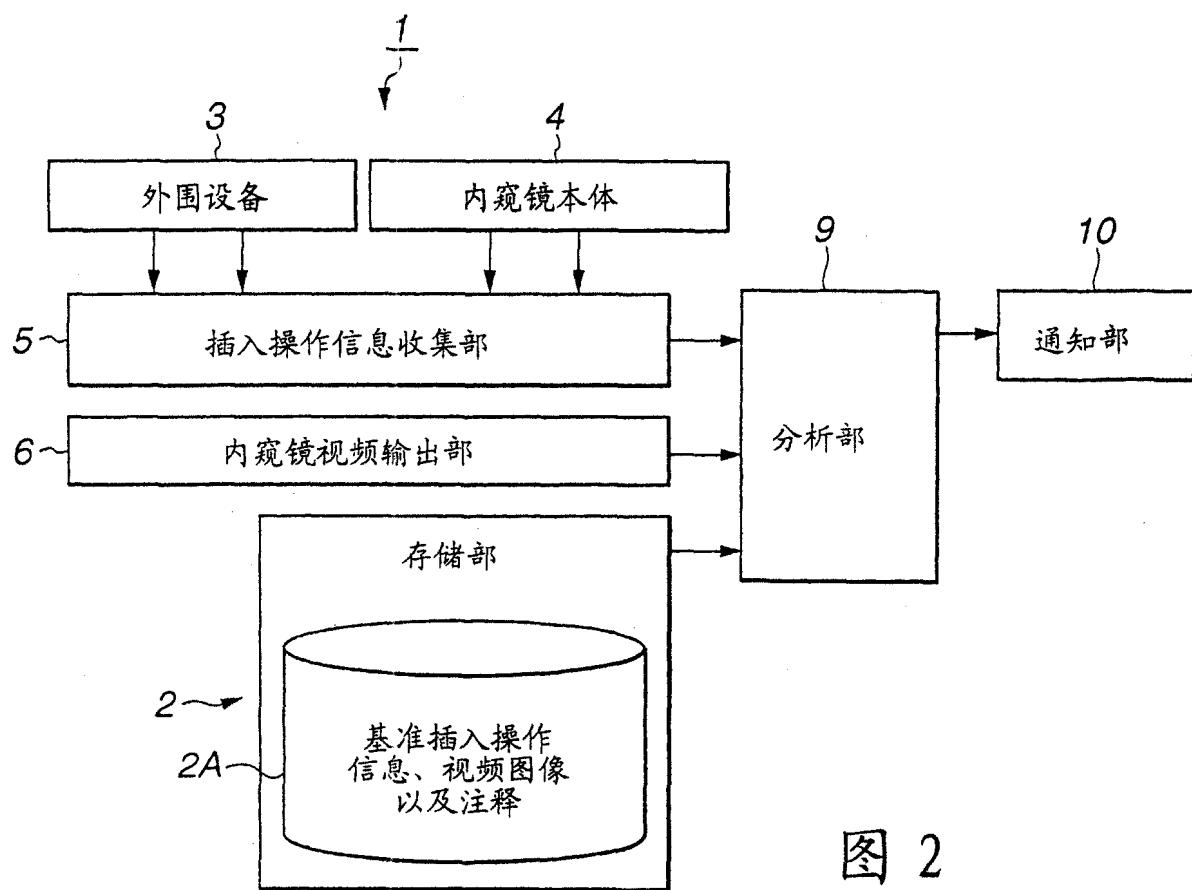


图 2

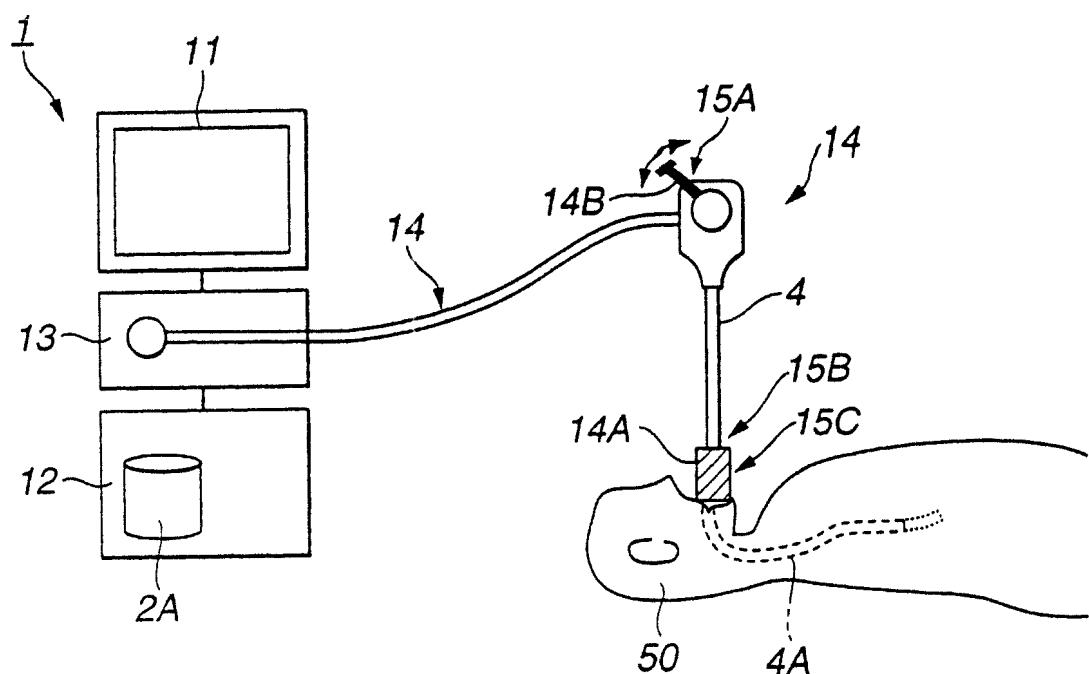


图 3

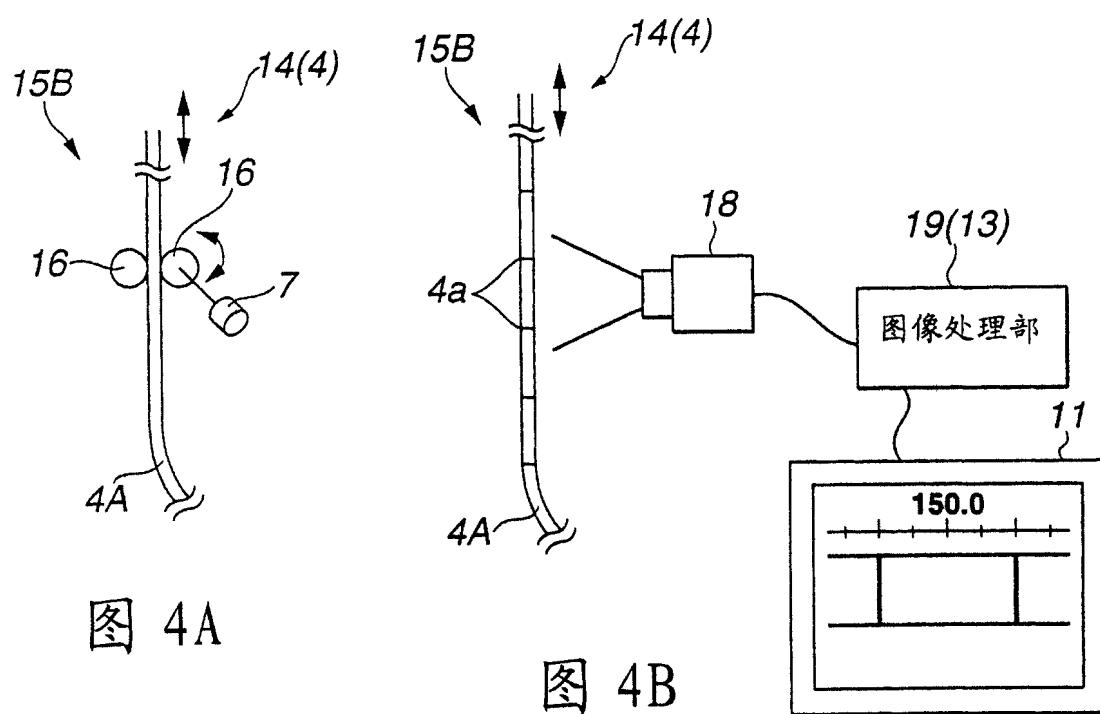


图 4A

图 4B

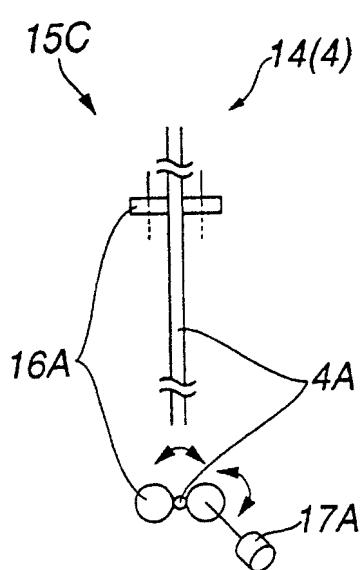


图 5A

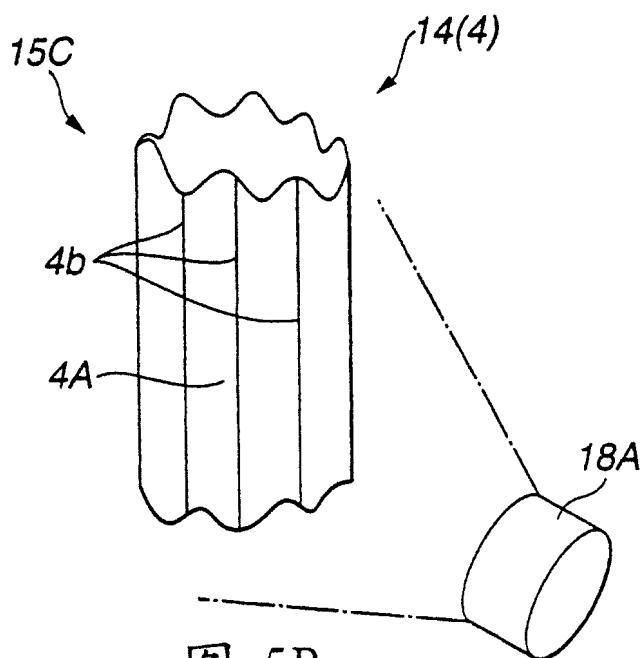


图 5B

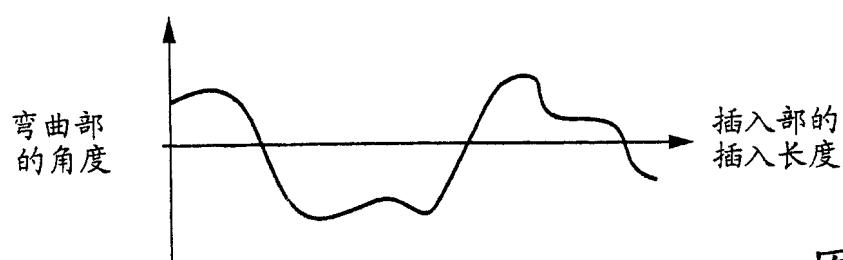


图 6A

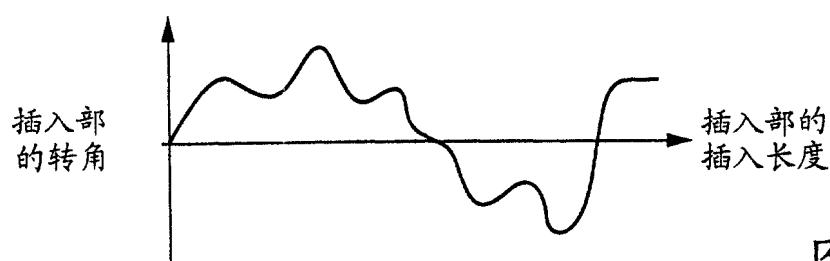


图 6B

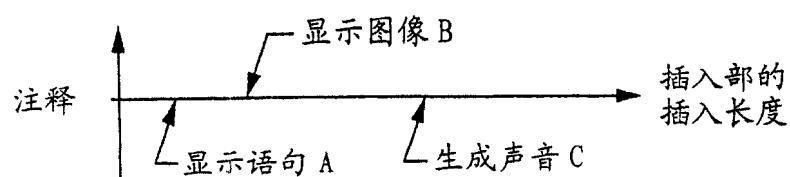


图 6C

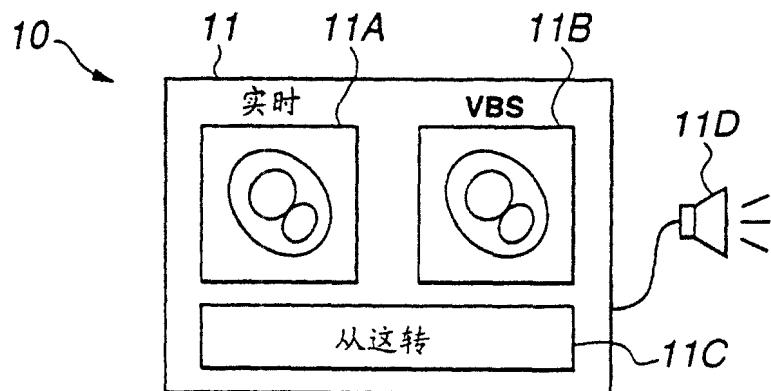


图 7A

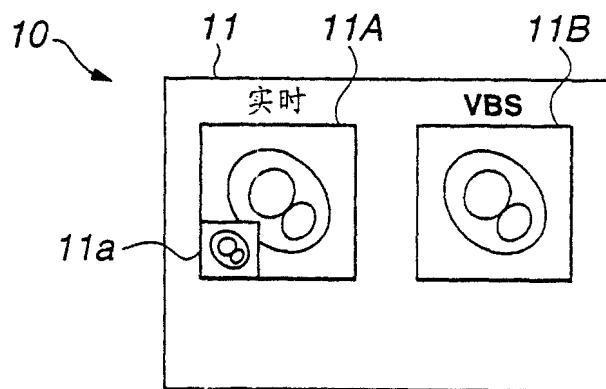


图 7B

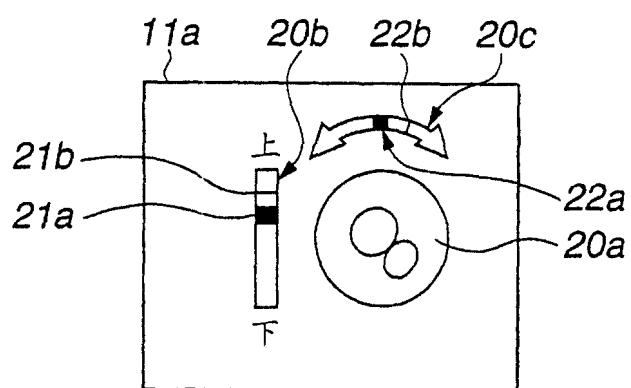


图 7C

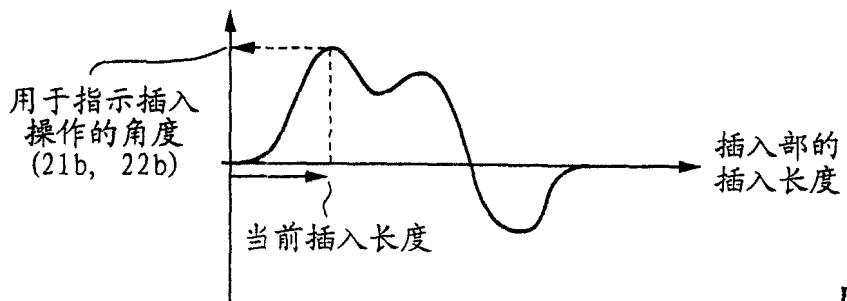


图 7D

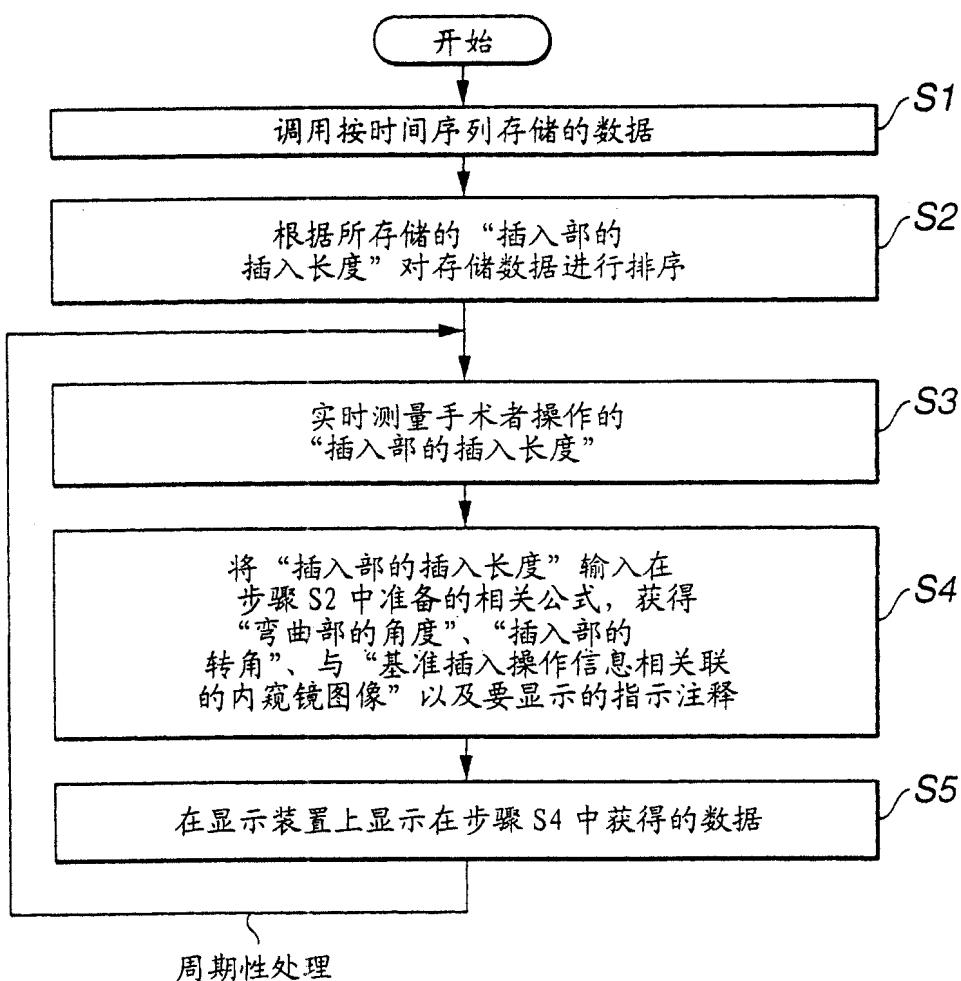


图 8

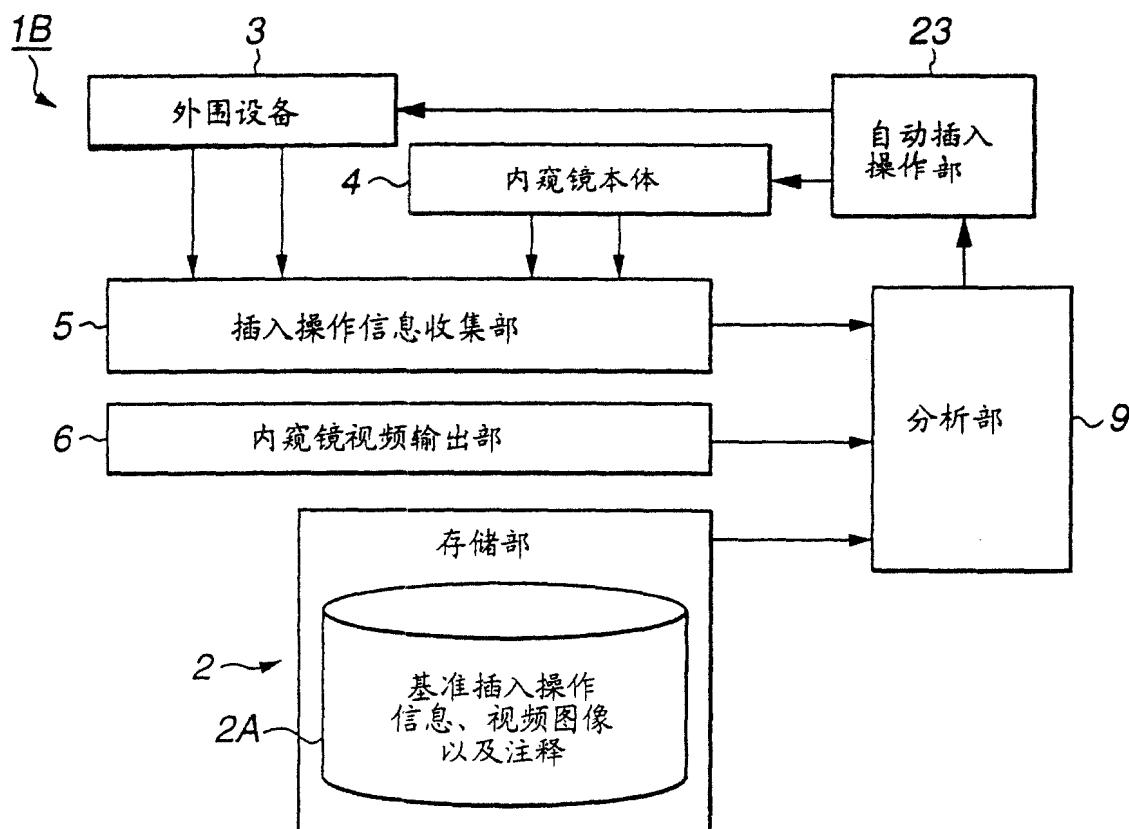


图 9

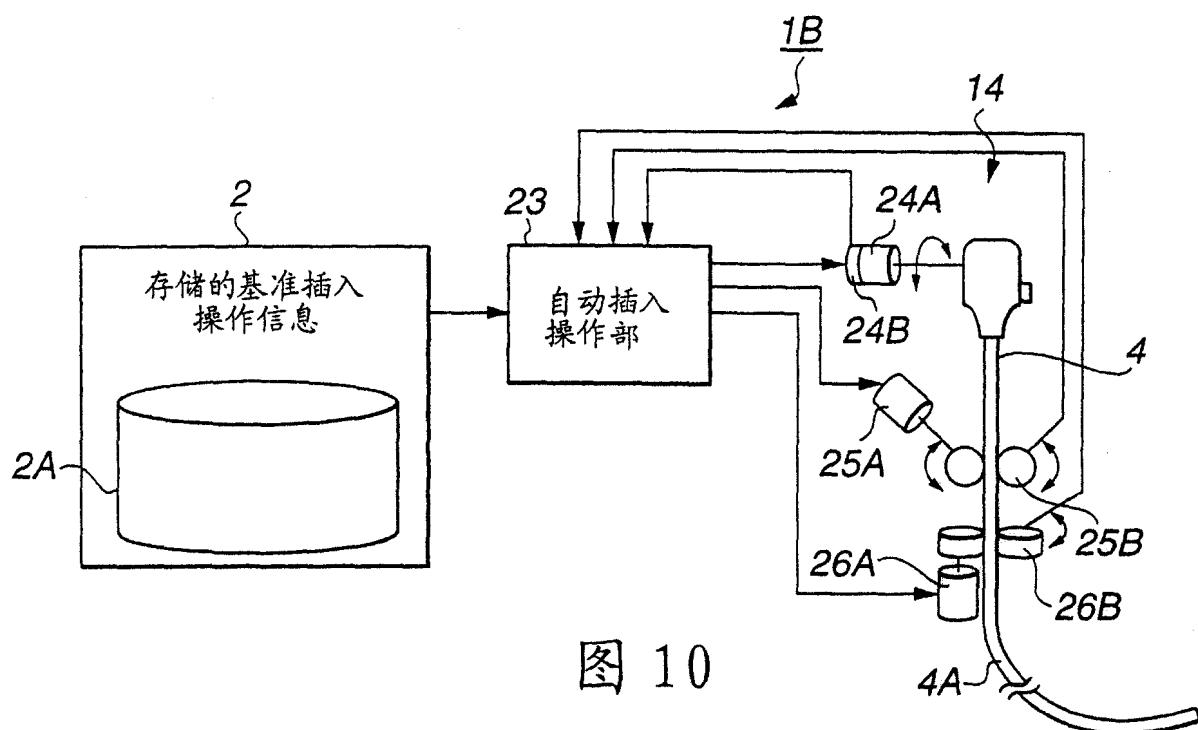


图 10

图 11A

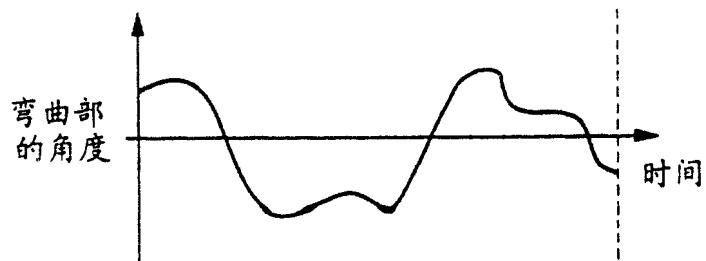


图 11B

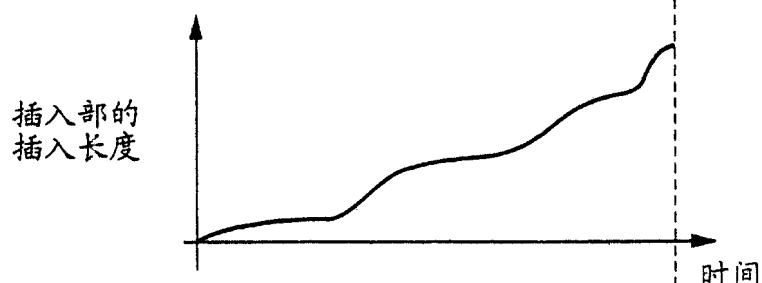


图 11C

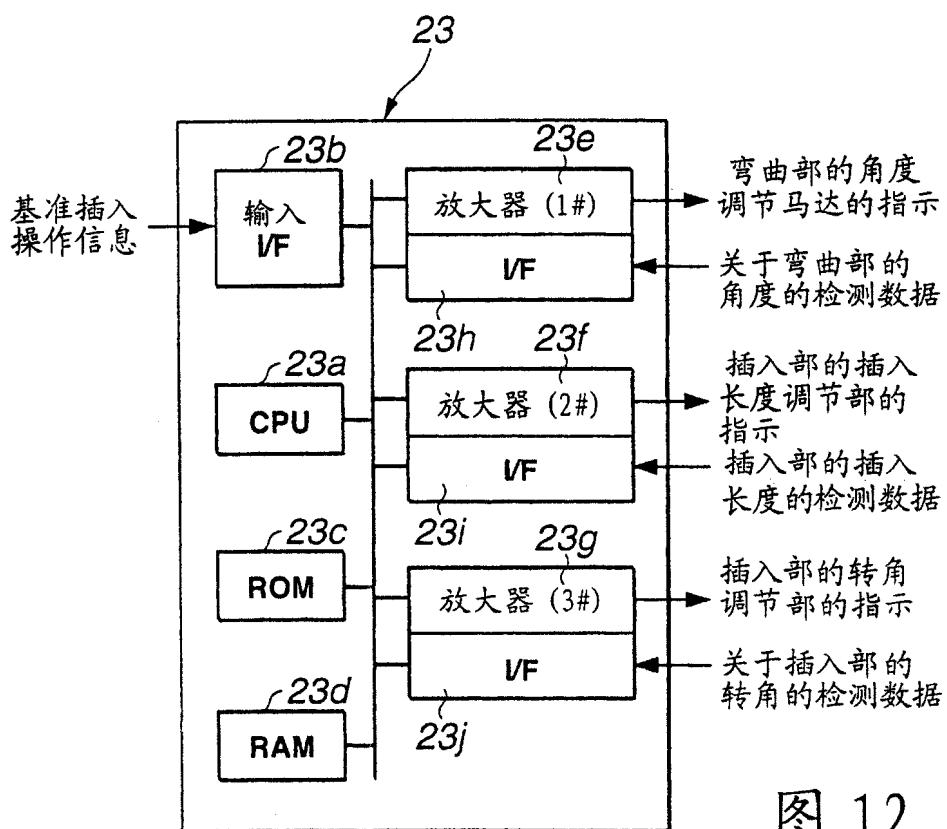
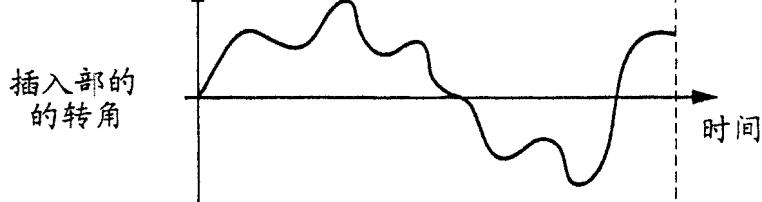


图 12

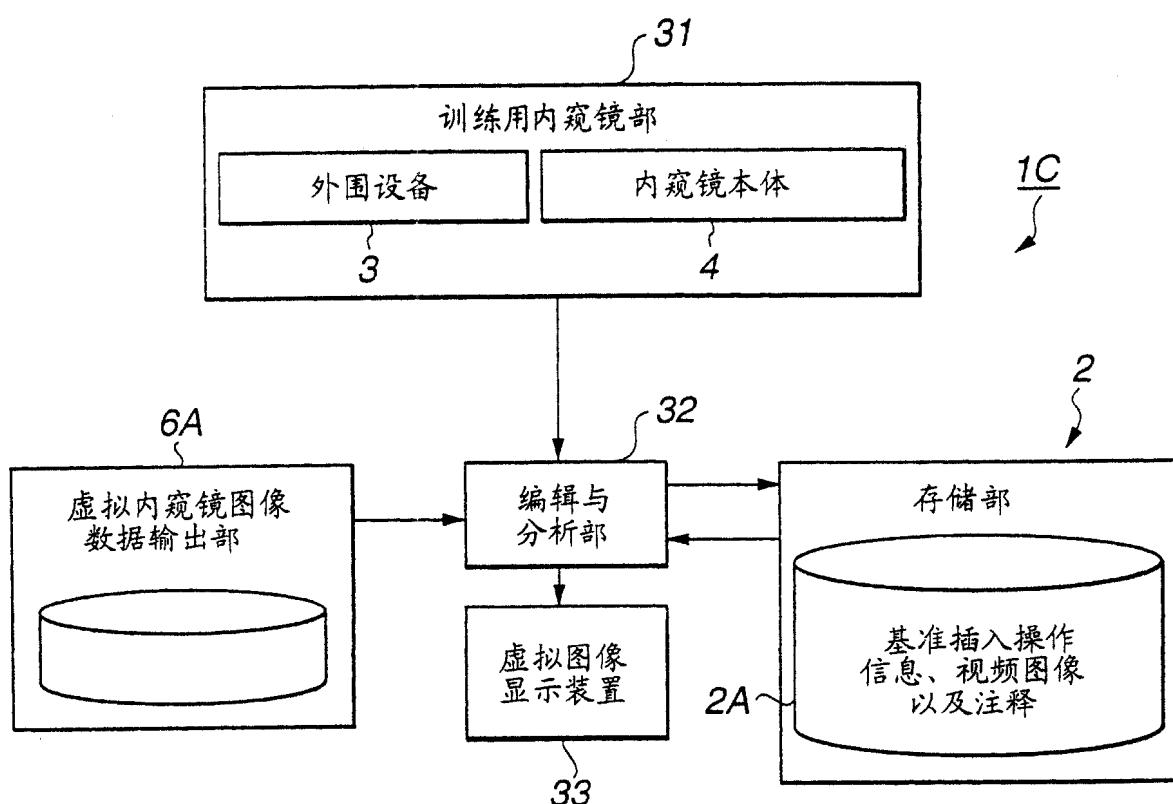


图 13

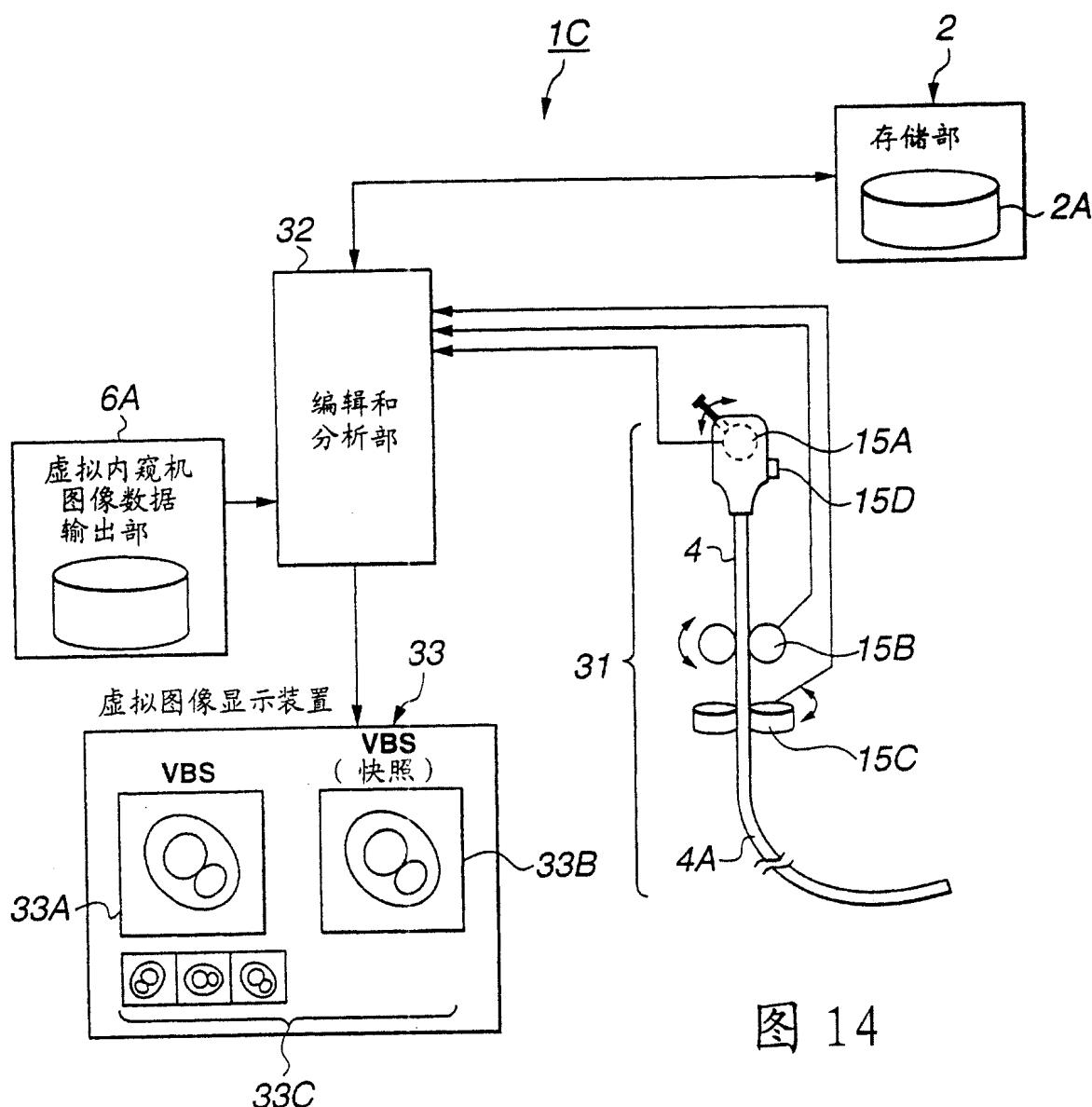


图 14

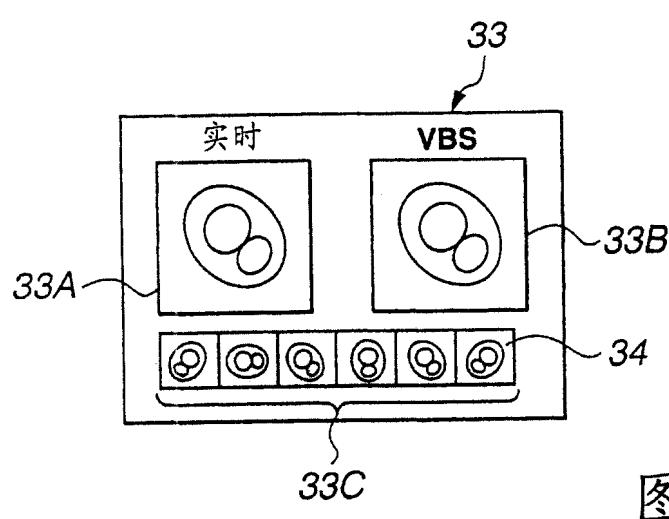


图 15

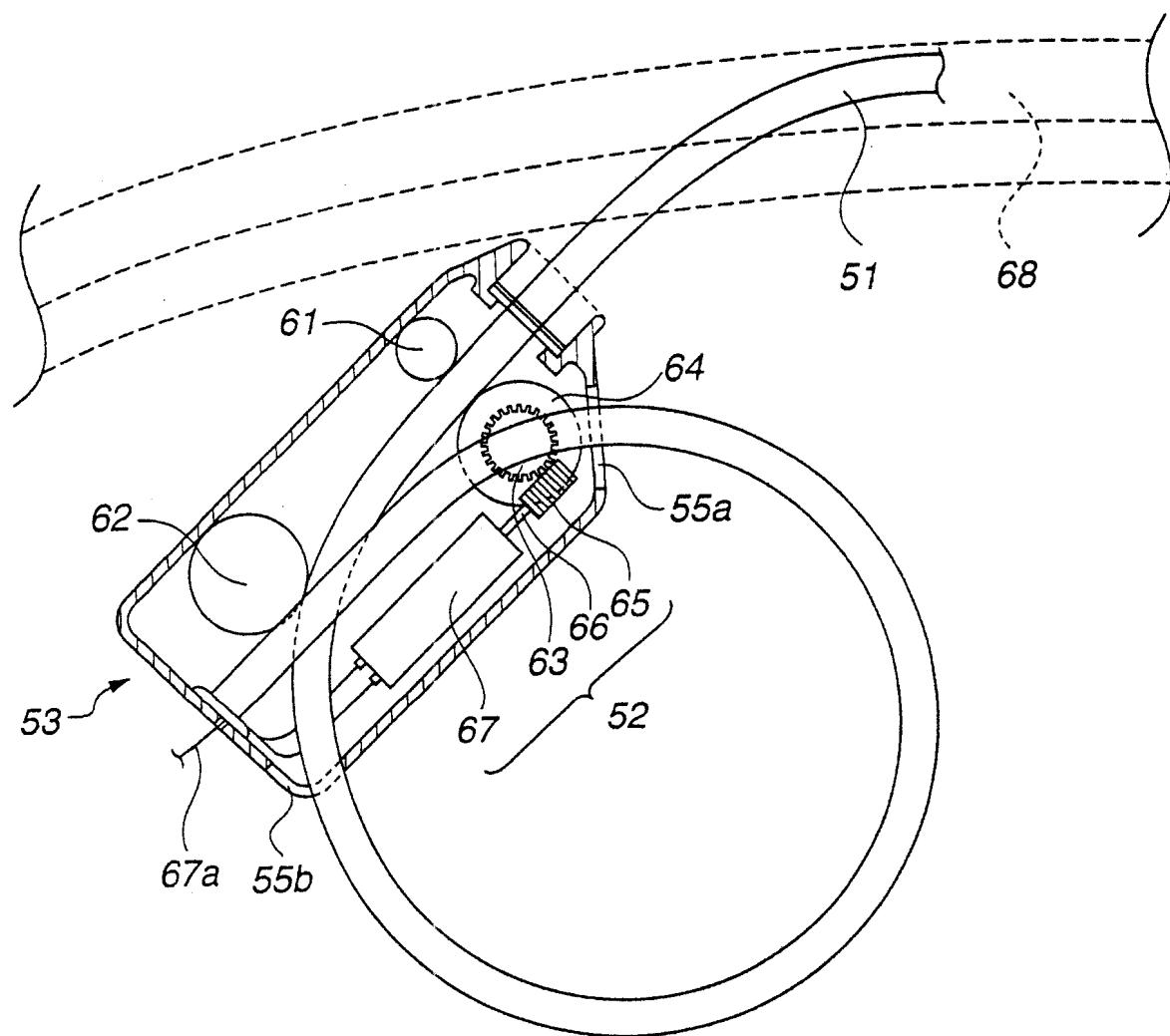


图 16

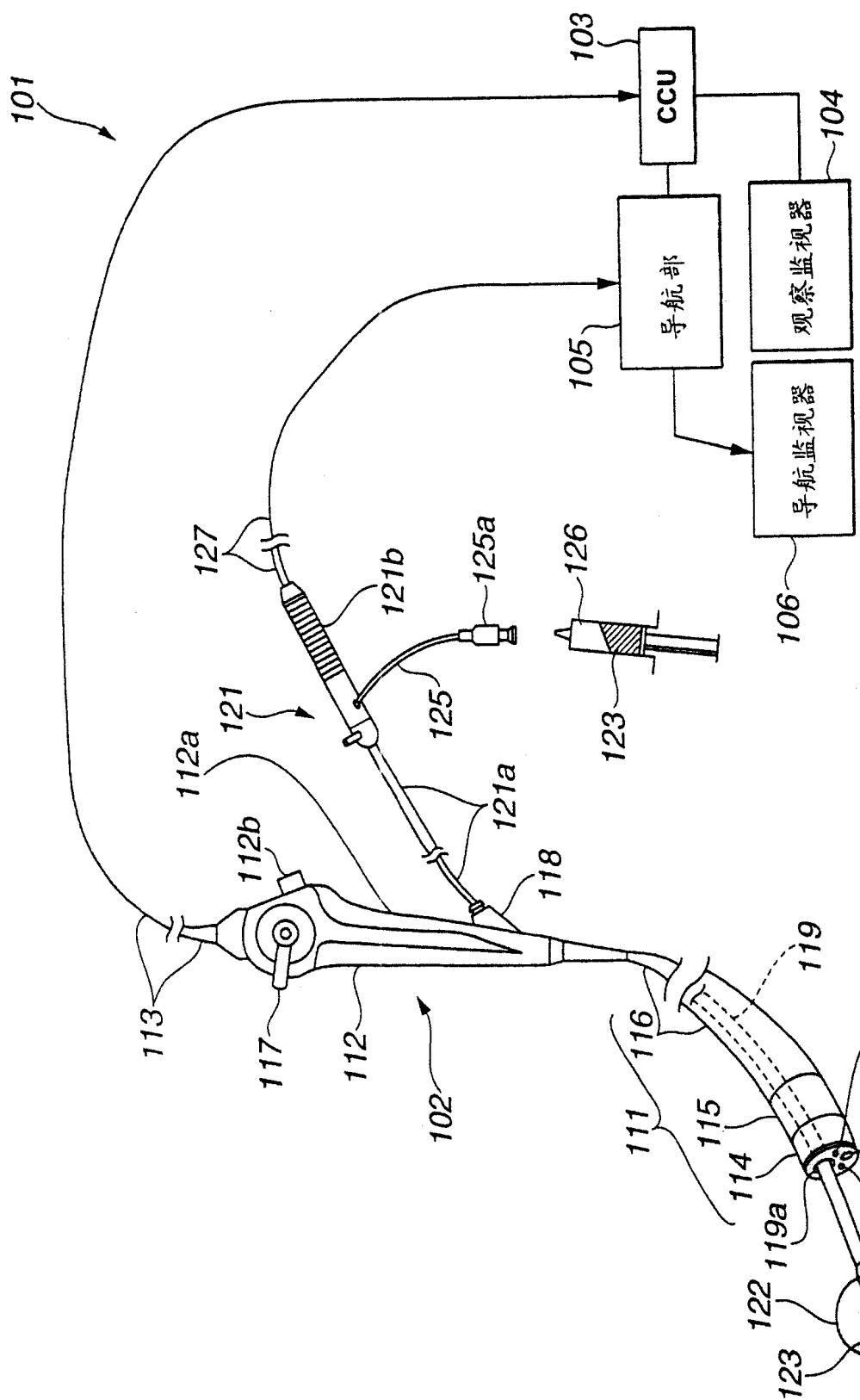


图 17

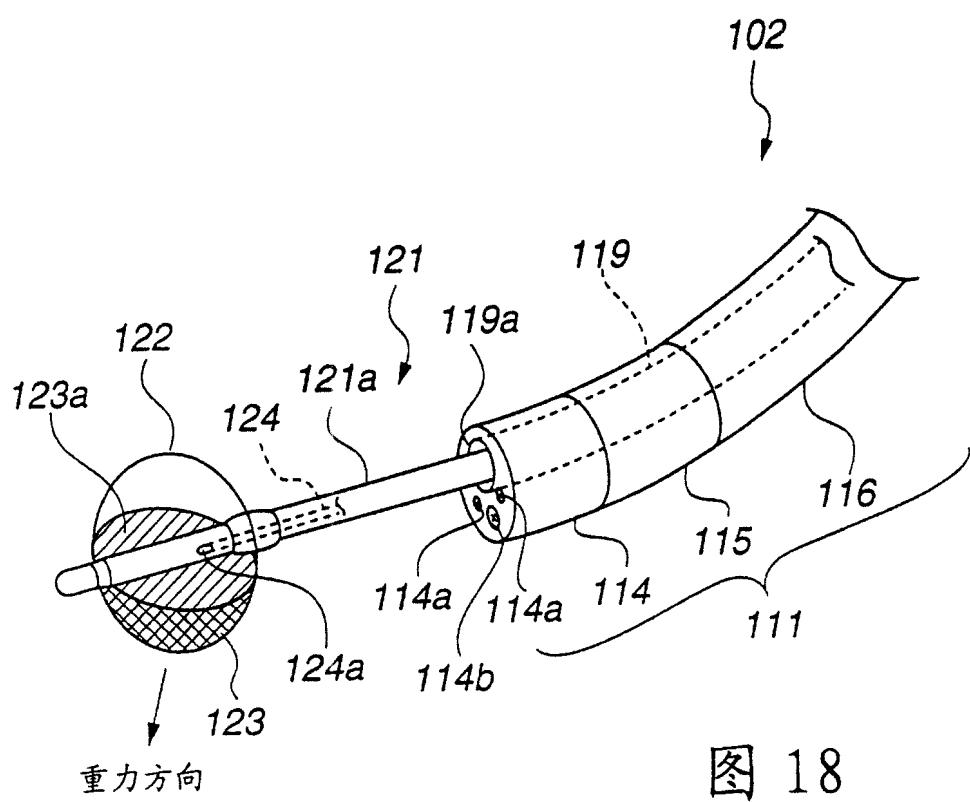


图 18

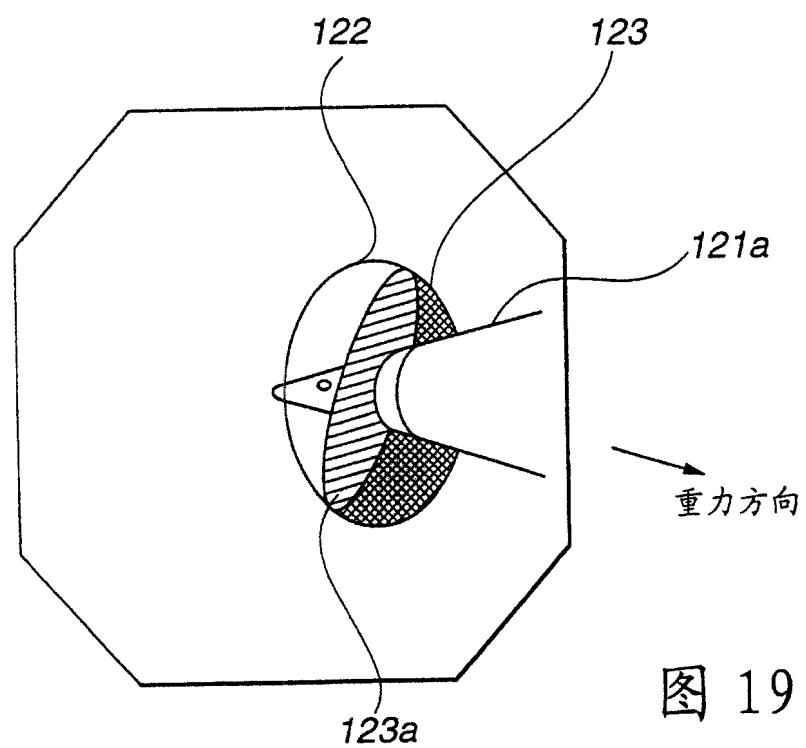


图 19

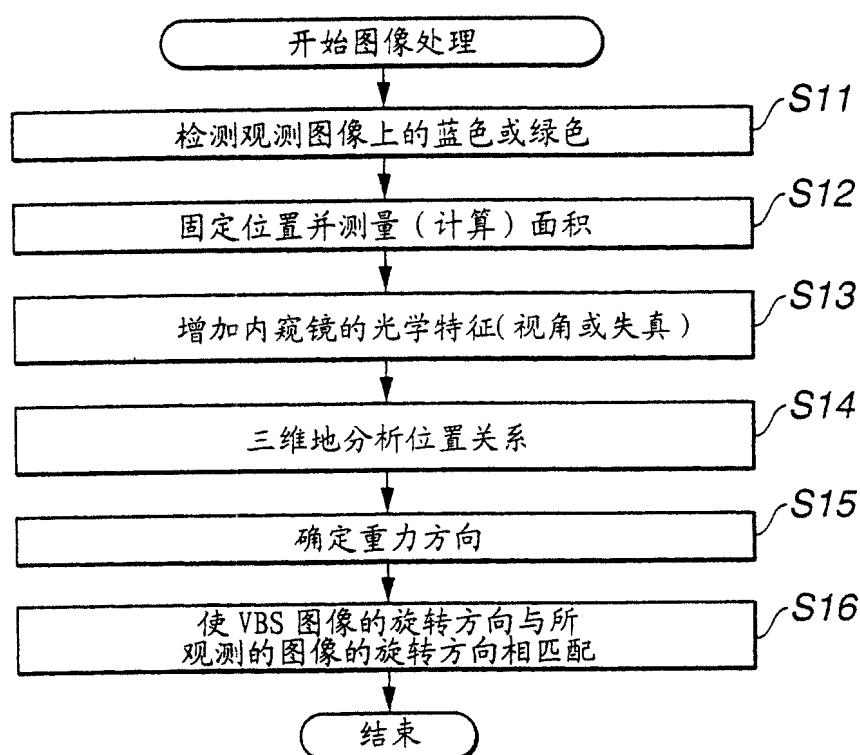


图 20

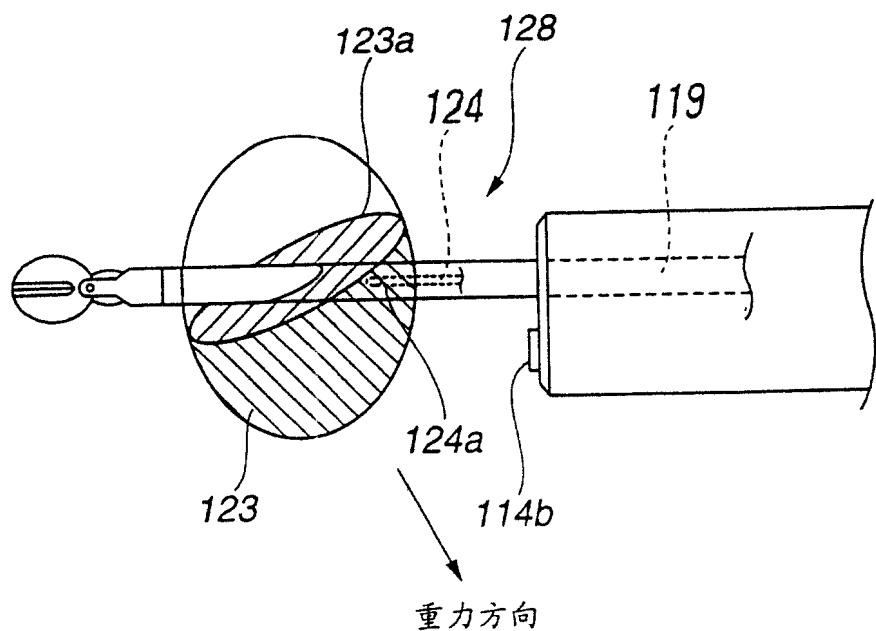


图 21

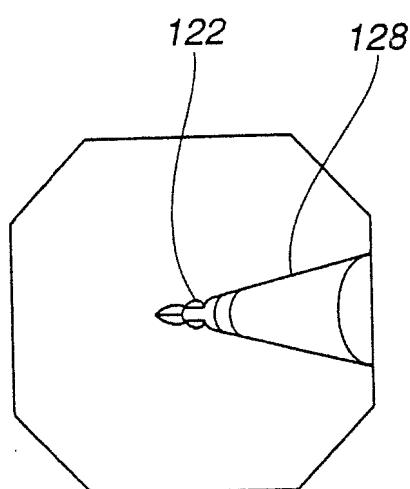


图 22A

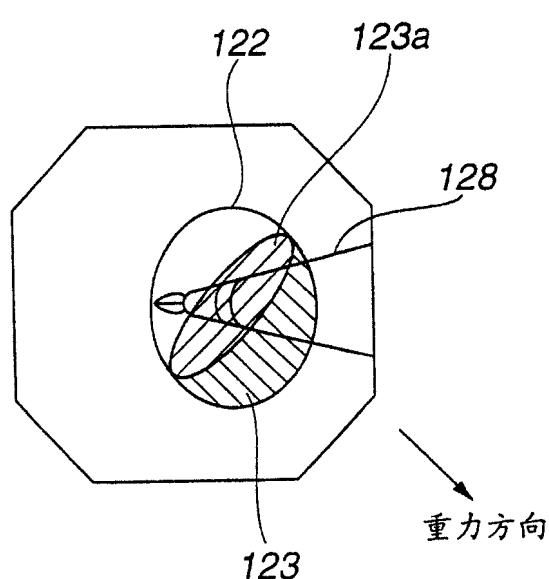


图 22B

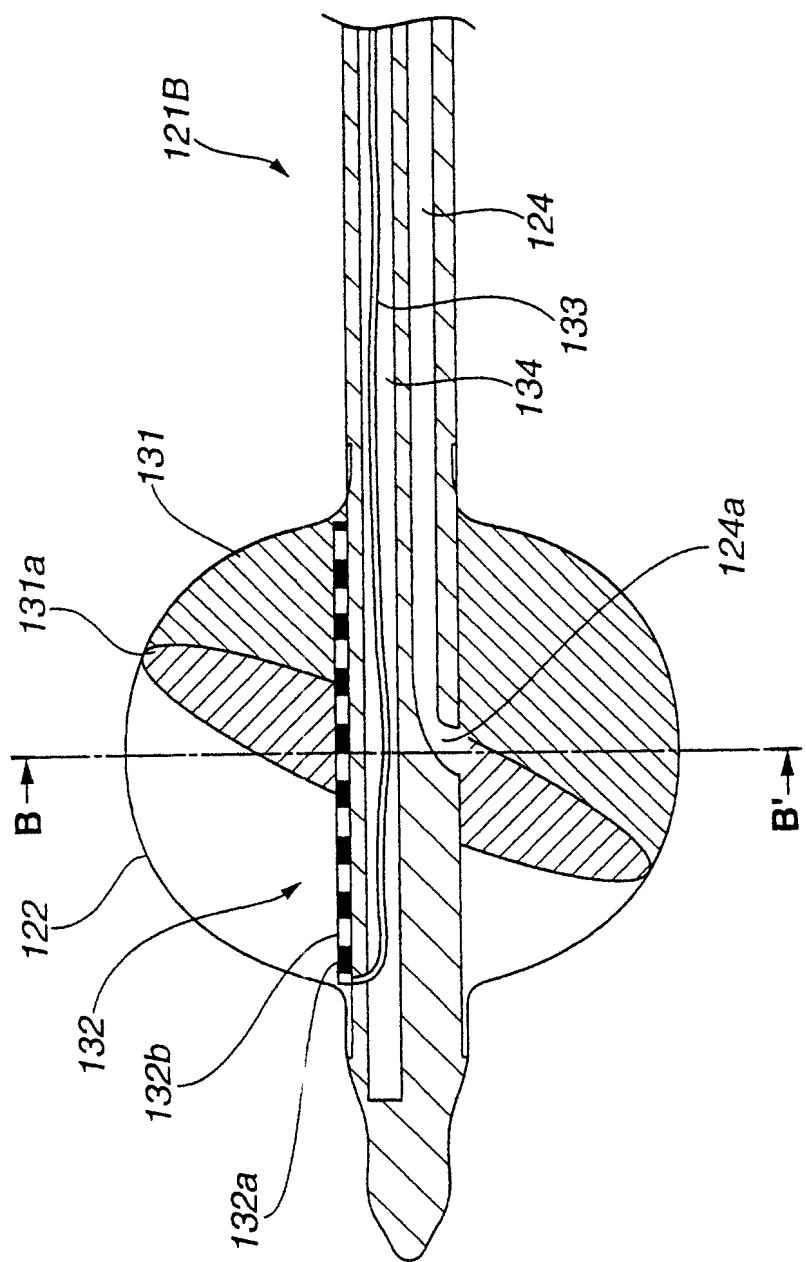


图 23

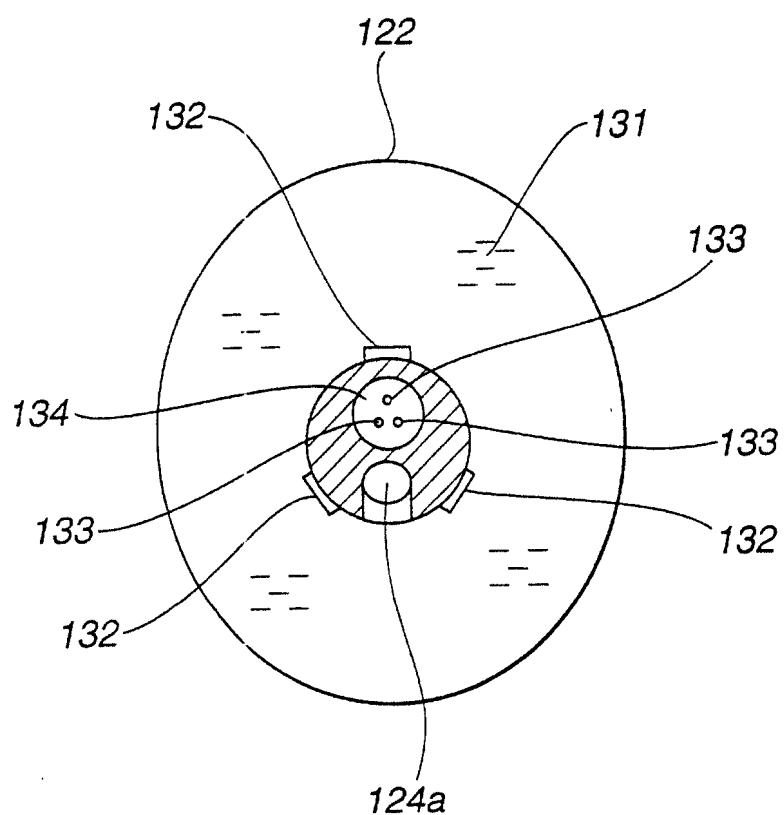


图 24

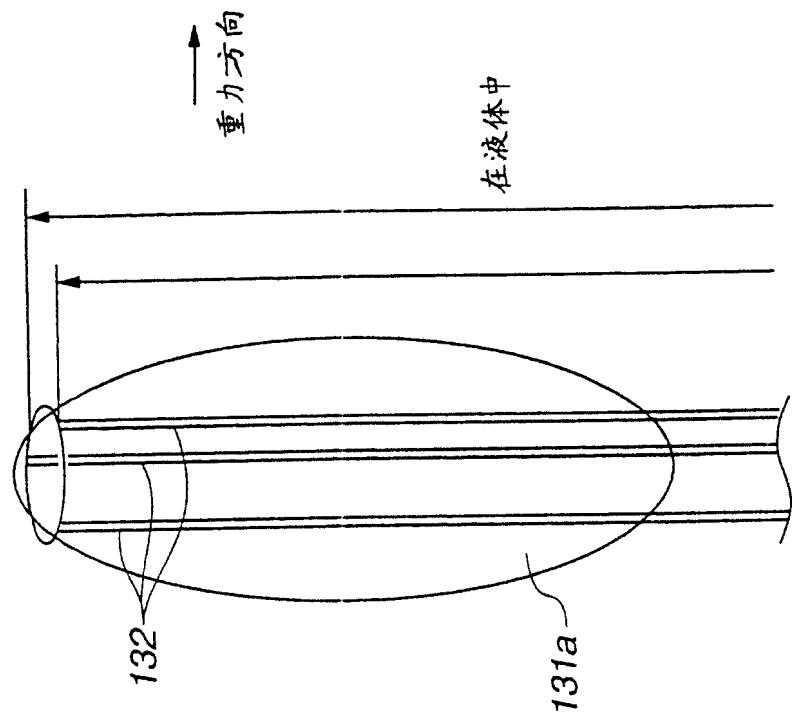


图 25B

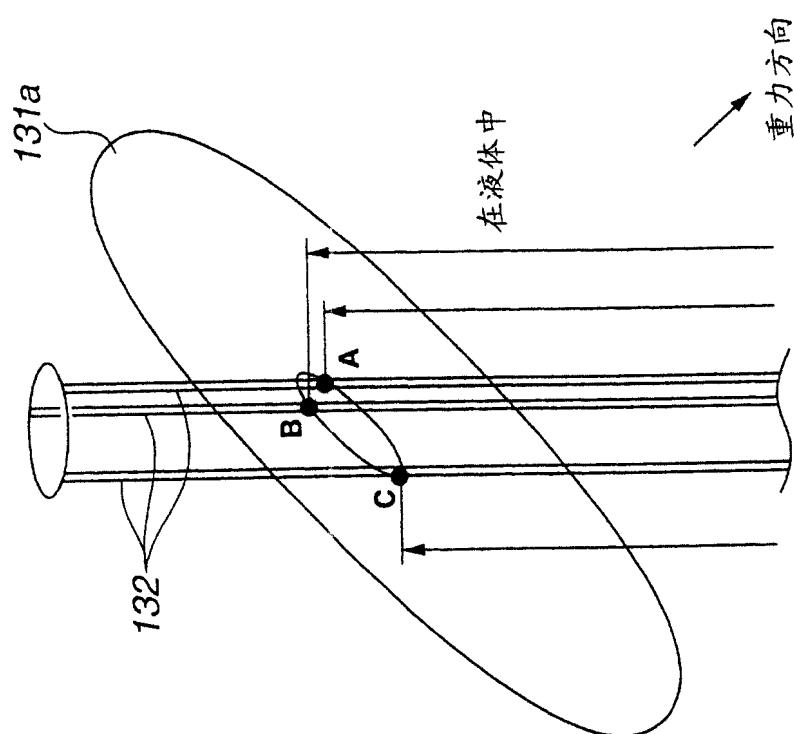


图 25A

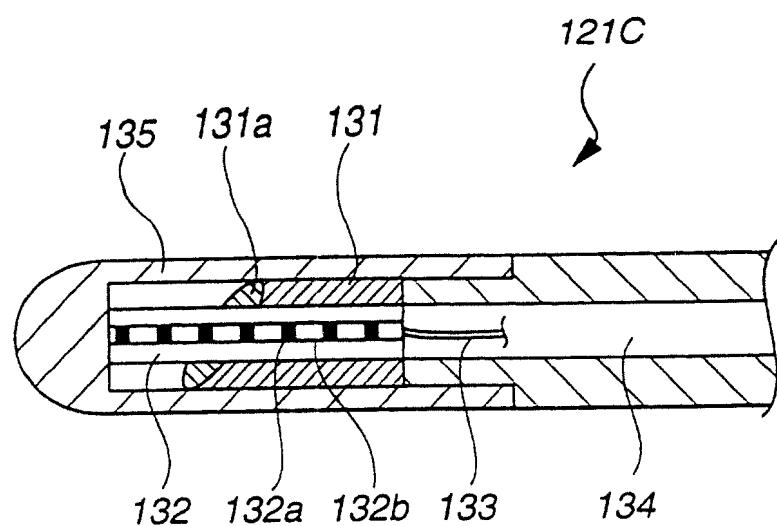


图 26

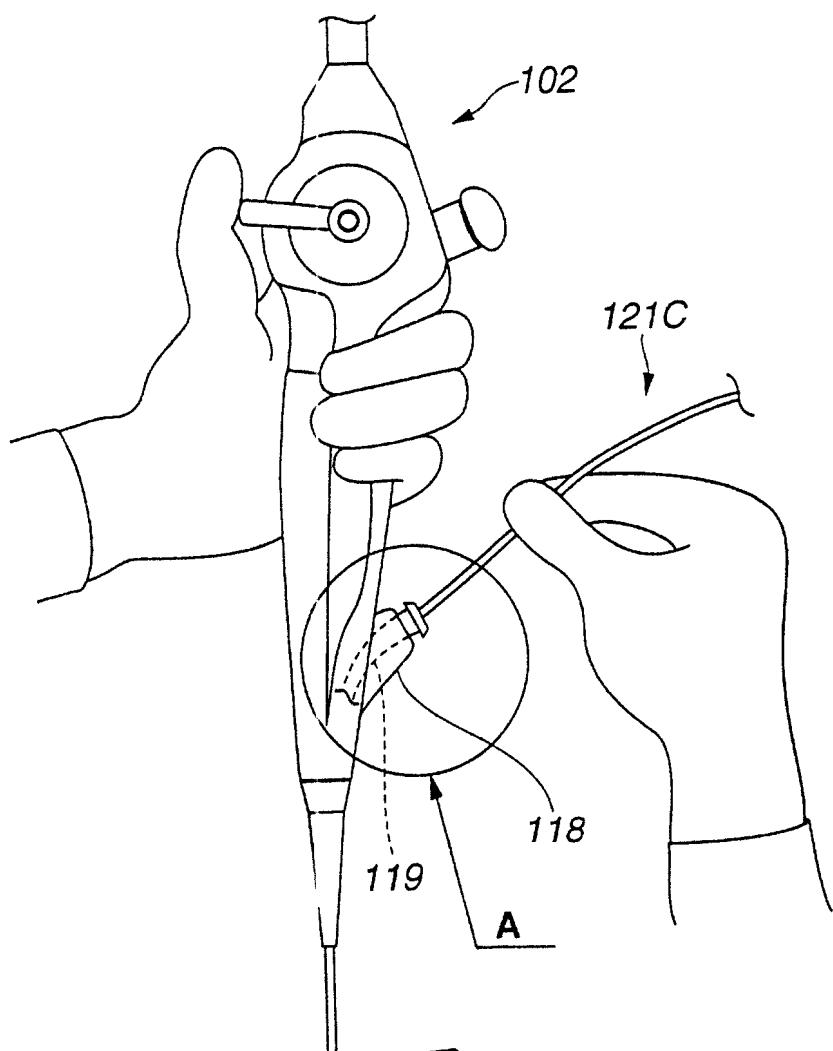


图 27

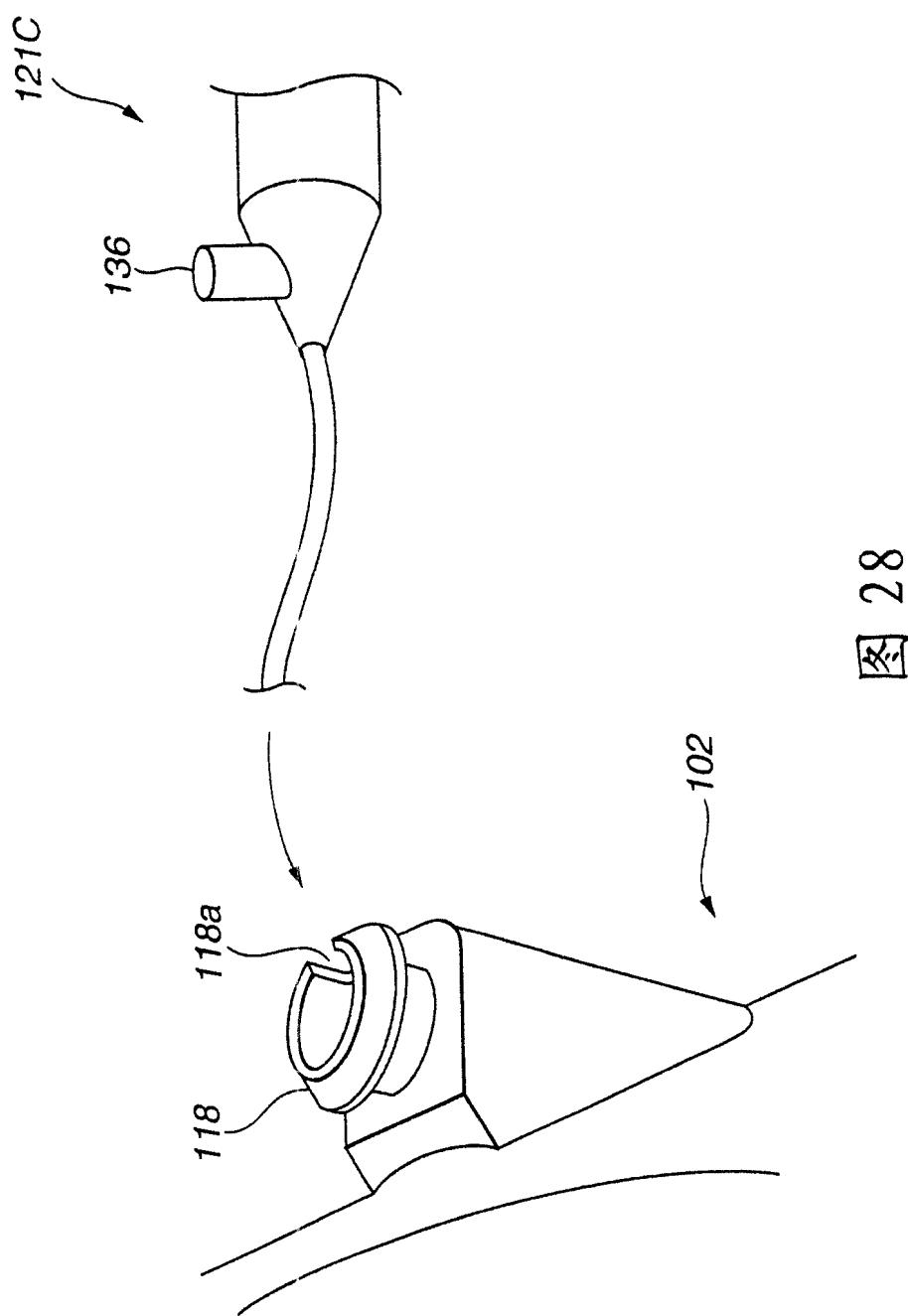


图 28

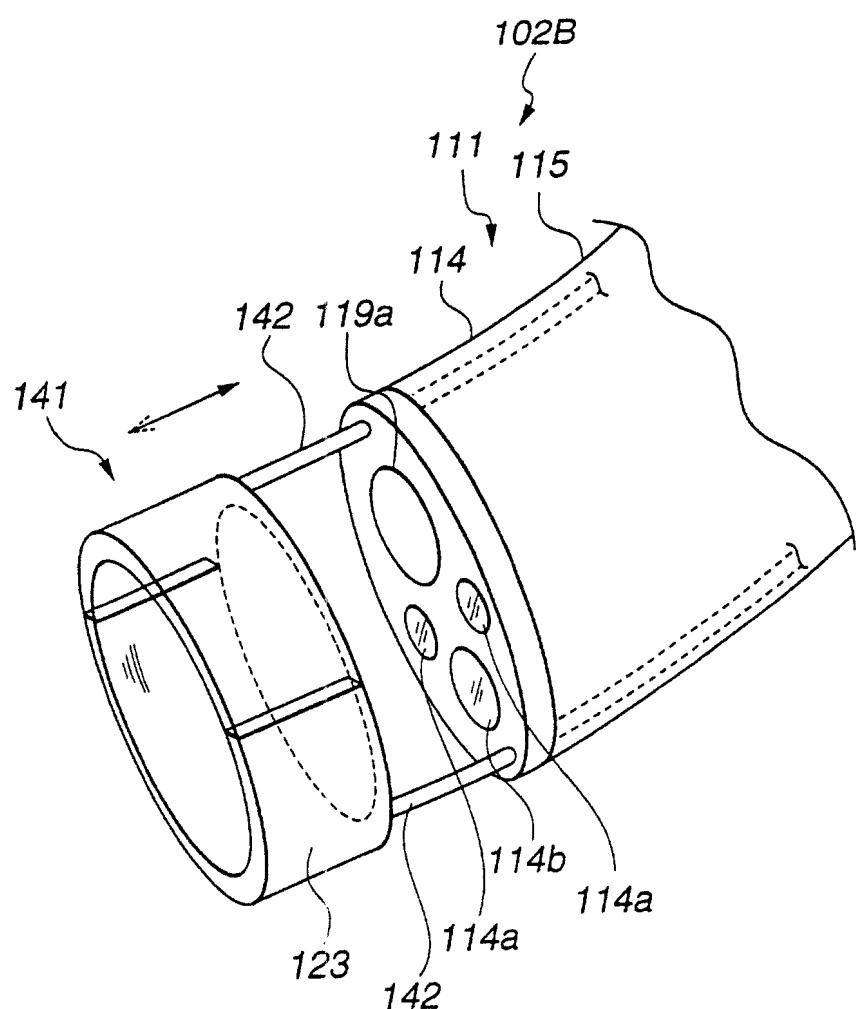


图 29

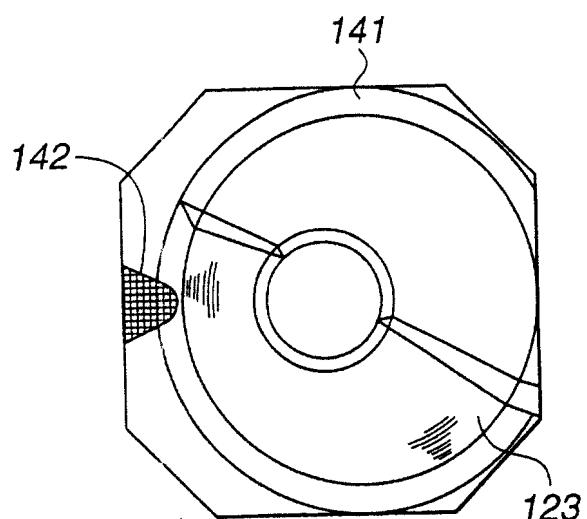


图 30

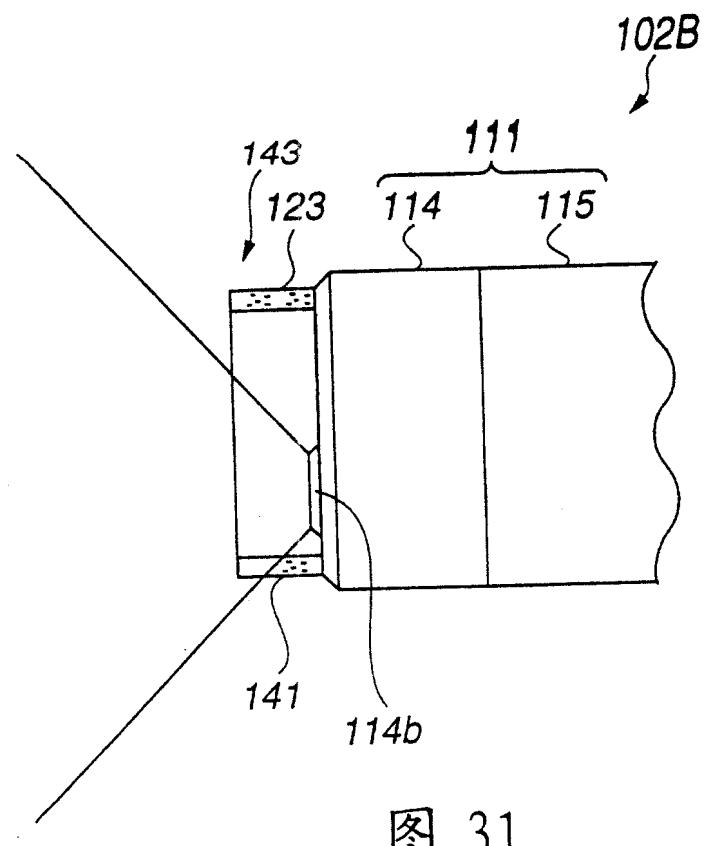


图 31

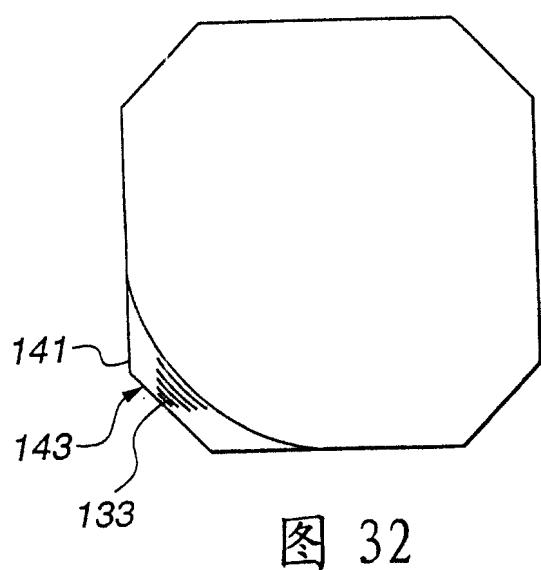


图 32

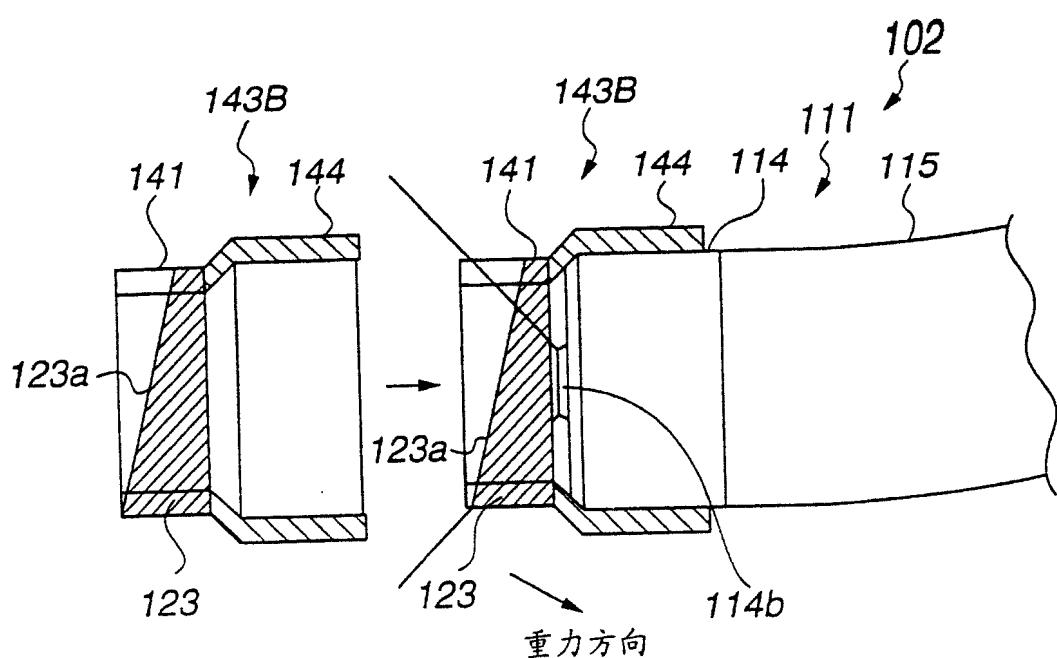


图 33

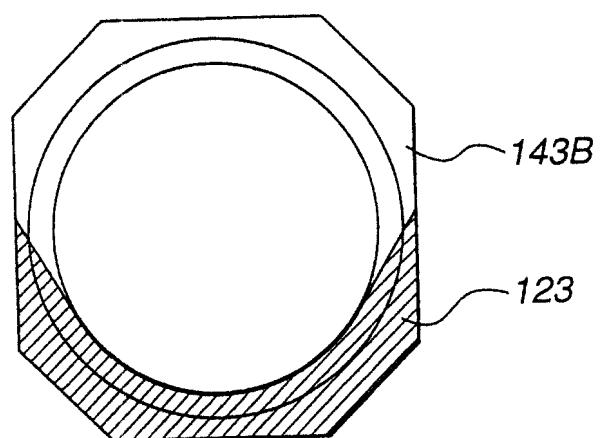


图 34

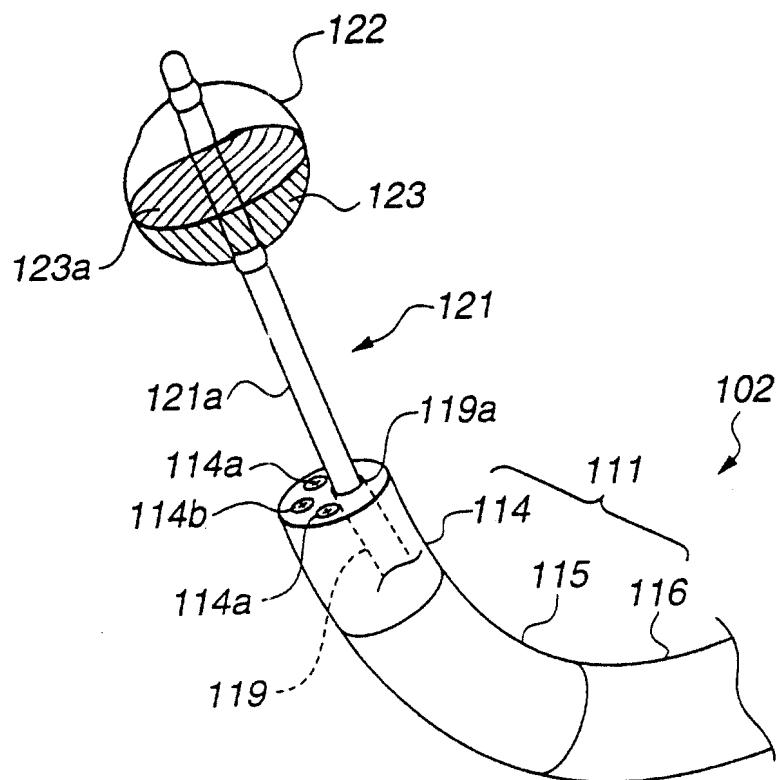


图 35

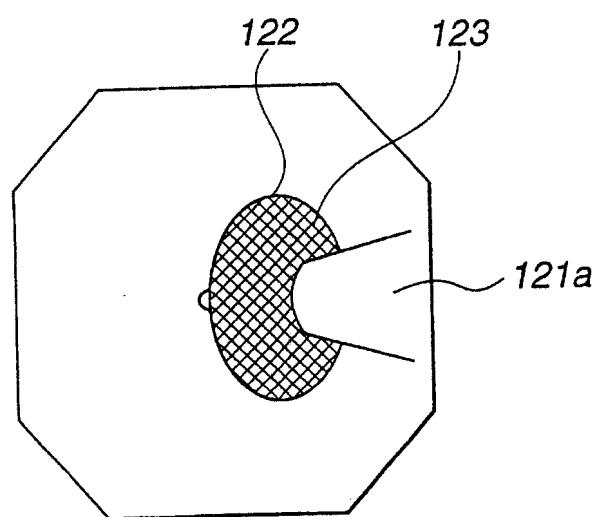


图 36

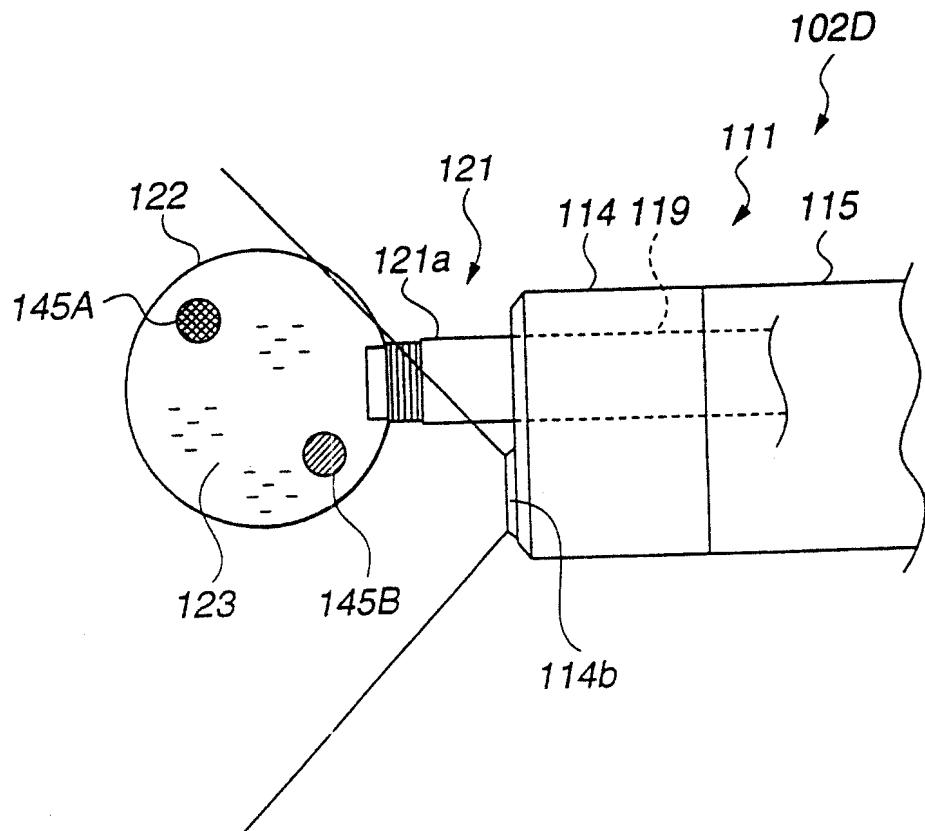


图 37

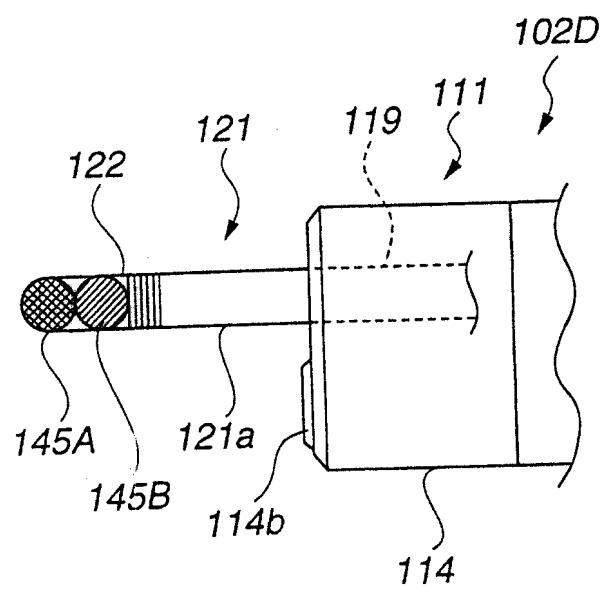


图 38

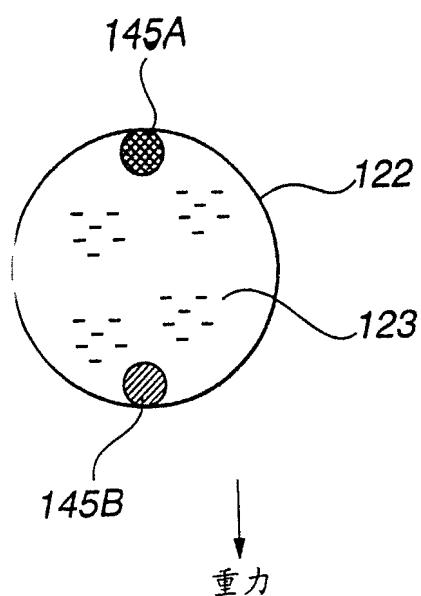


图 40

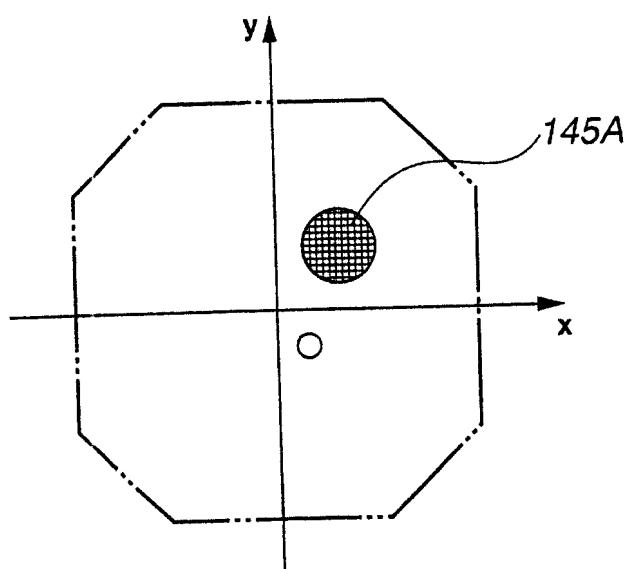


图 42

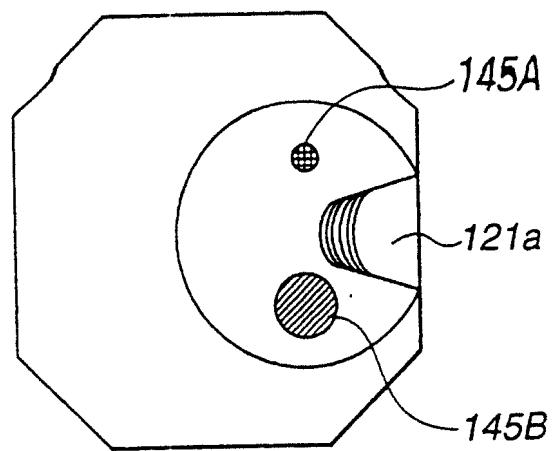


图 41

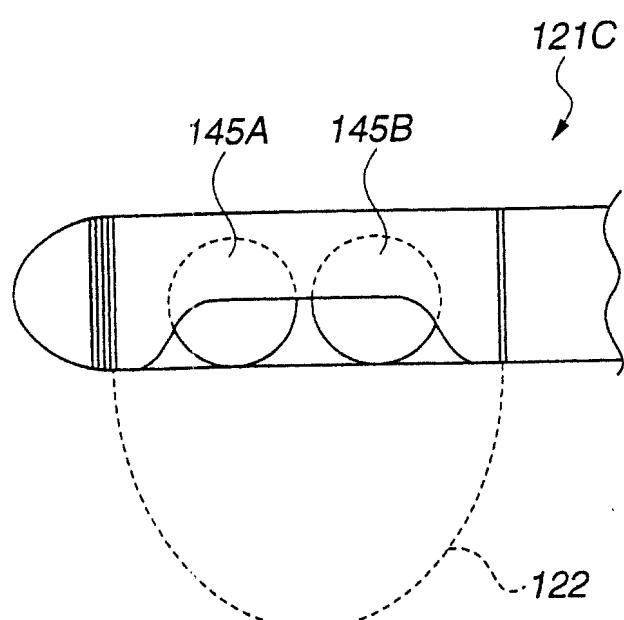


图 39

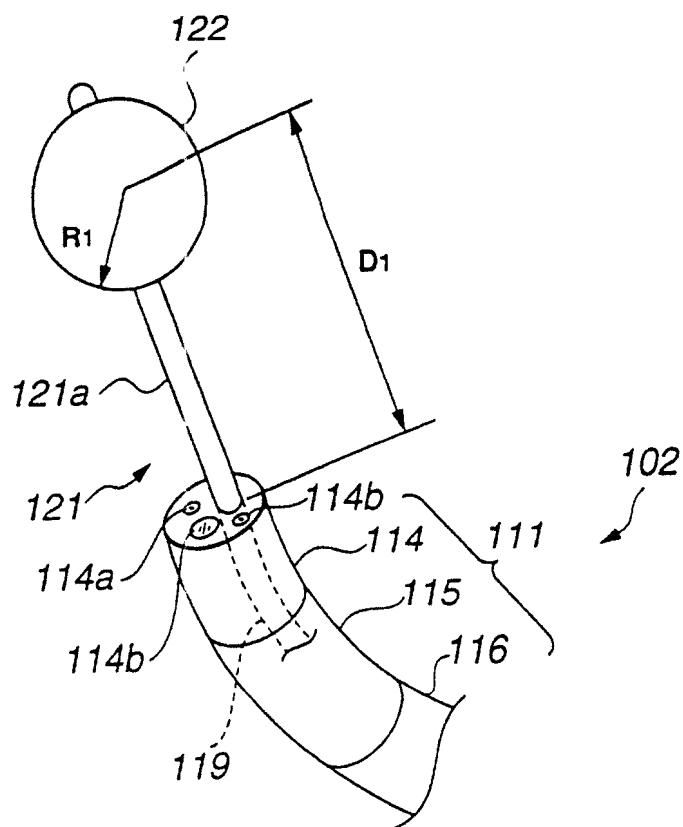


图 43

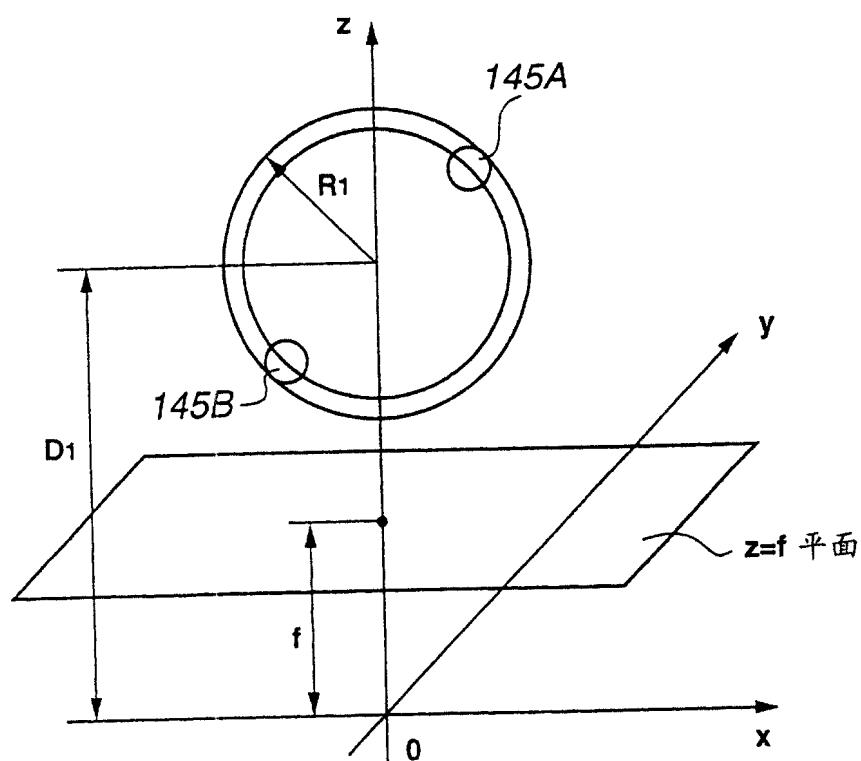


图 44

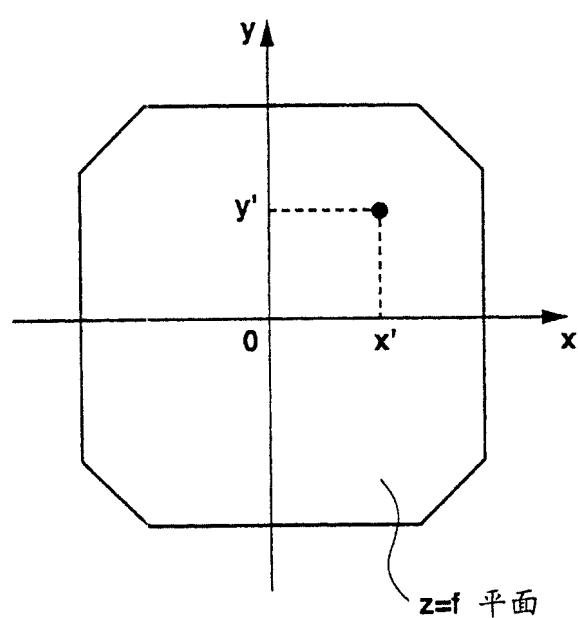


图 45

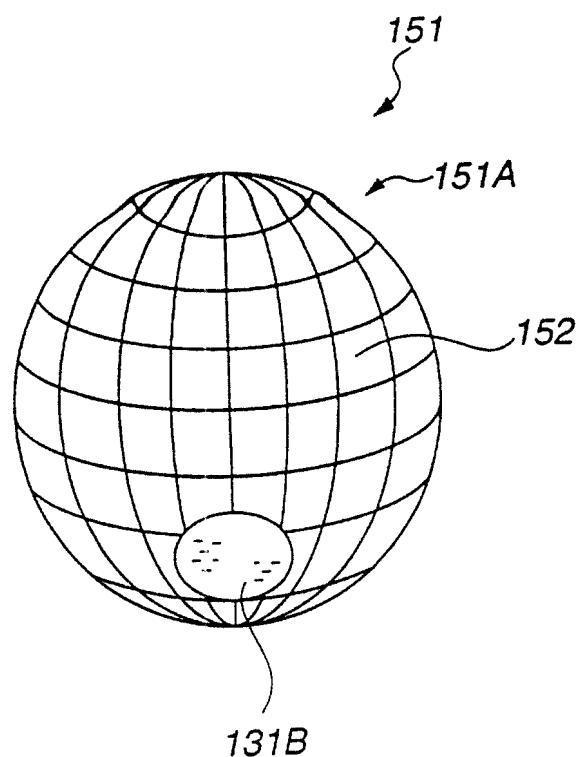


图 46

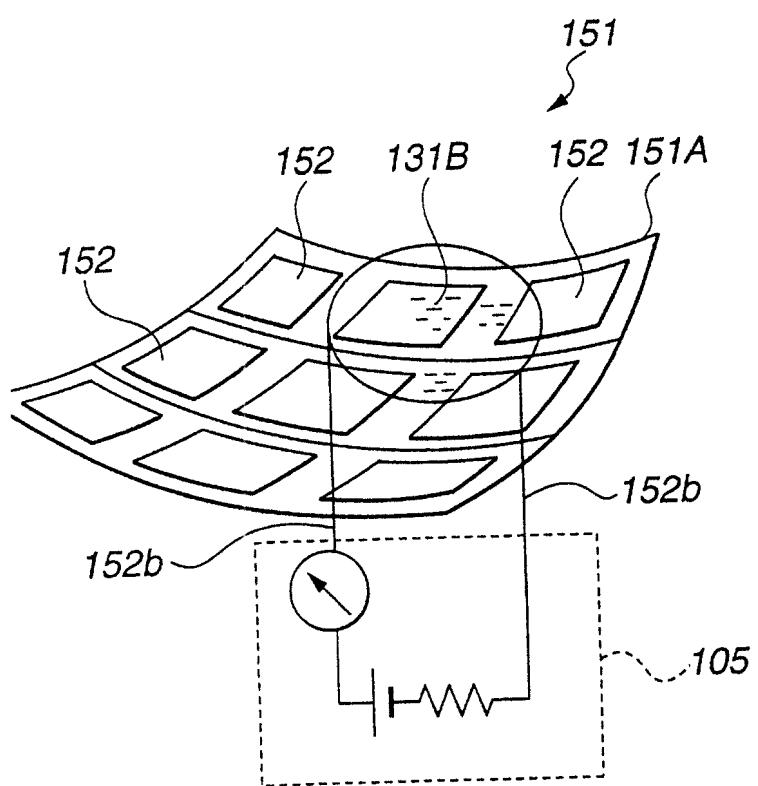


图 47

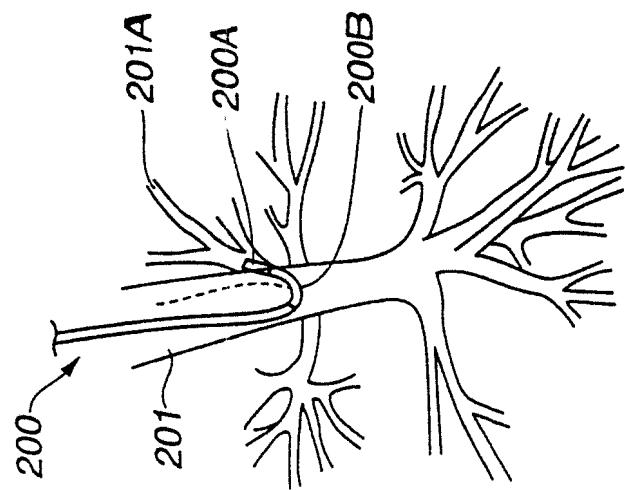


图 48B

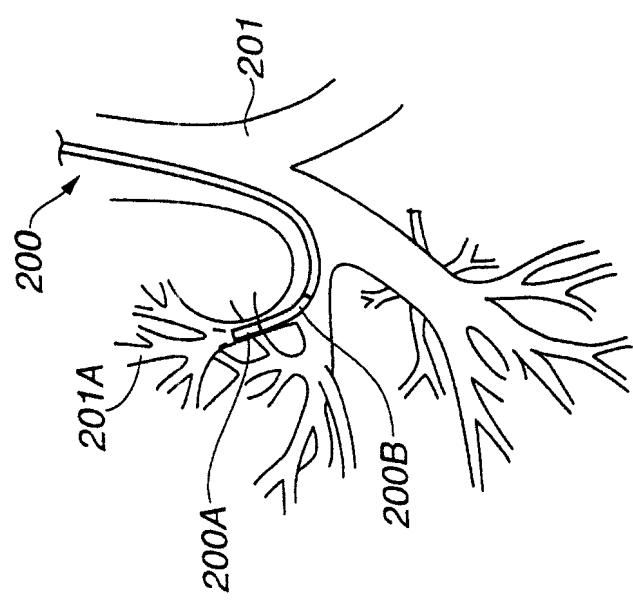


图 48A

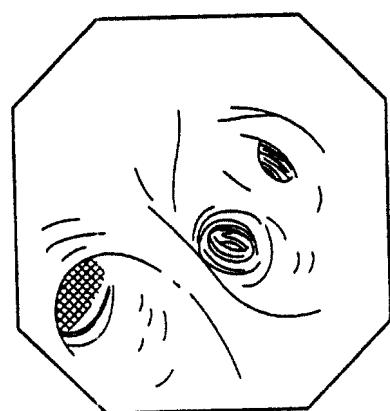


图 49B

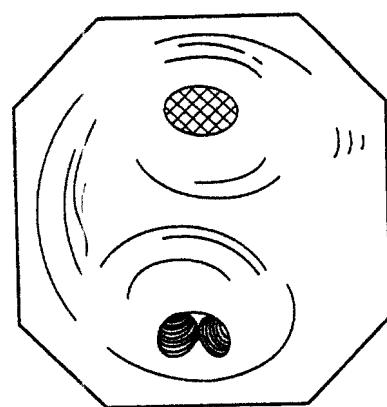


图 49A

专利名称(译)	医疗处理系统、内窥镜系统、内窥镜插入操作程序及内窥镜装置		
公开(公告)号	CN100377685C	公开(公告)日	2008-04-02
申请号	CN03820518.1	申请日	2003-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	大西顺一 秋本俊也 梶国英 小林英一 齐藤明人 柴崎隆男 峰泰治		
发明人	大西顺一 秋本俊也 梶国英 小林英一 齐藤明人 柴崎隆男 峰泰治		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/018 A61B1/04 A61B1/267		
CPC分类号	A61B1/00089 A61B1/2676 A61B1/00048 A61B1/00009 A61B1/00101 A61B1/0005 A61B1/018 A61B19/5244 A61B2019/467 A61B1/042 A61B5/06 A61B2019/461 A61B5/065 A61B5/068 A61B34/20 A61B2090/061 A61B2090/067		
审查员(译)	薛林		
优先权	2002255696 2002-08-30 JP 2002255700 2002-08-30 JP		
其他公开文献	CN1678234A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

分析部(9)与插入操作信息收集部(5)、内窥镜视频输出部(6)和处理装置(2)相连接，以接收实时插入操作信息和内窥镜图像、作为存储信息的基准插入操作信息、以及与该操作信息相关联的内窥镜图像(通过对基于插入操作信息检测的插入部的前端部位置处的被检体进行拍摄而获得的内窥镜图像)。当手术者操作支气管内窥镜时，分析部(9)实时地从插入操作信息收集部(5)和内窥镜视频输出部(6)收集插入操作信息和内窥镜图像。此外，分析部(9)通过对存储在处理装置(2)的存储部(2A)中的基准插入操作信息和与该插入操作信息相关的内窥镜图像进行比较，将所收集的插入操作信息和内窥镜图像与所述处理装置2的存储部2A中存储的存储信息相关联的基准插入操作信息和内窥镜图像依次进行比较分析，将该比较结果输出到通知部(10)，并监视由手术者执行的内窥镜插入部的插入操作。

