

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



专利号 ZL 200580006340.4

[45] 授权公告日 2009 年 3 月 25 日

[11] 授权公告号 CN 100471440C

[22] 申请日 2005.2.28

[21] 申请号 200580006340.4

[30] 优先权

[32] 2004. 2. 26 [33] JP [31] 052327/2004

[32] 2004. 4. 21 [33] JP [31] 125758/2004

[32] 2004. 4. 21 [33] JP [31] 125759/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/003327 2005.2.28

[87] 国际公布 WO2005/082228 日 2005.9.9

「85」 进入国家阶段日期 2006.8.28

〔73〕 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 内村澄洋 小野田文幸 野口利昭

谷口明 鈴木克哉

[56] 参考文献

JP10-201706A 1998.8.4

JP10 – 295635A 1998. 11. 10

JP56 - 23077A 1981.3.4

JP7 - 327922 A 1995. 12. 19

US5888191 A 1999. 3. 30

CN1299247A 2001.6.13

IP10-258020A 1998.9.29

CN1264467 A 2000. 8. 23

审查员 王 锐

[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

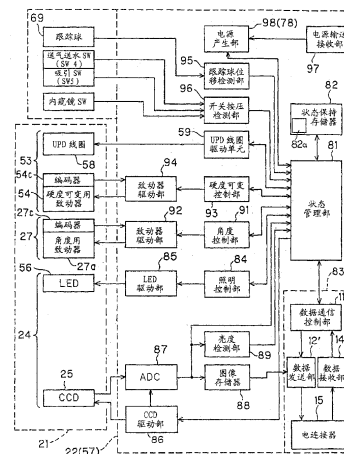
权利要求书 5 页 说明书 63 页 附图 45 页

[54] 发明名称

内窥镜和内窥镜系统

[57] 摘要

本发明提供内窥镜和具有该内窥镜的内窥镜系统。该内窥镜的特征在于，具有：插入部，其插入到被检体内；操作部，其设置在前述插入部的后端；控制处理单元，其设置在前述操作部内，控制对被检体像进行摄像的摄像单元和该操作部中的规定功能；信号电路，其从前述控制处理单元起延伸设置；以及连接部，其设置在前述操作部，可拆装自如地连接插通有至少1个管路的管单元。



1. 一种内窥镜，其特征在于，该内窥镜具有：
插入部，其插入到被检体内；
操作部，其设置在前述插入部的后端；
控制处理单元，其设置在前述操作部内，控制对被检体像进行摄像的摄像单元和该操作部中的规定的多种不同功能；
信号电路，其从前述控制处理单元起延伸设置；以及
连接部，其设置在前述操作部，可拆装自如地连接插通有至少 1 个管路的管单元。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜，其特征在于，前述信号电路由共同传送多种信号的信号传送单元构成。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜，其特征在于，前述信号传送单元在前述连接部中通过规定的连接单元与插通在前述管单元内的信号传送线连接。

4. 根据权利要求 3 所述的内窥镜，其特征在于，前述规定的连接单元是基于相互非接触电磁耦合的连接。

5. 根据权利要求 3 所述的内窥镜，其特征在于，前述规定的连接单元是基于无线的连接单元。

6. 根据权利要求 1 所述的内窥镜，其特征在于，该内窥镜在插入部设置有前端部和弯曲自如的弯曲部，其中在所述前端部上设置了照明窗和观察窗，并且，该内窥镜具有：

第 1 导光单元，其对用于从前述照明窗射出到包括前述弯曲部在内的前述弯曲部的周边部的照明光的一部分进行引导；

按压变形构件，其配置在至少包括前述弯曲部在内的前述弯曲部的周边部，由前述第 1 导光单元引导的光射出到该按压变形构件内部，并且其形状根据来自外部的按压量而变化；

第 2 导光单元，其接收射出到前述按压变形构件的内部的光并进行引导；

光检测单元，其检测由前述第2导光单元所引导的光；

判断单元，其根据前述光检测单元的输出信号，判断是否有规定值以上的按压量作用；以及

限制单元，其根据前述光检测单元的输出信号的变化，限制前述弯曲部的弯曲。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜，其特征在于，前述第1导光单元对从前述照明窗射出的照明光中的周边侧的照明光进行引导。

8. 根据权利要求6所述的内窥镜，其特征在于，前述第1和第2导光单元使用光纤构成。

9. 根据权利要求6所述的内窥镜，其特征在于，前述按压变形构件配置在前述弯曲部的内侧，形成前述弯曲部的弯曲量的检测单元。

10. 根据权利要求6所述的内窥镜，其特征在于，前述第1导光单元使用光导光纤束中的配置在周边侧的光导光纤构成，该光导光纤束构成从前述照明窗射出照明光的光导。

11. 根据权利要求6所述的内窥镜，其特征在于，前述按压变形构件设置在前述弯曲部的周边部中的多个部位上，其中前述弯曲部的周边部包括前述弯曲部在内，且前述多个部位位于插入部的长度方向上。

12. 根据权利要求6所述的内窥镜，其特征在于，前述按压变形构件设置在前述弯曲部的周边部中的多个部位上，其中前述弯曲部的周边部包括前述弯曲部在内，且前述多个部位位于插入部的周向上。

13. 根据权利要求6所述的内窥镜，其特征在于，前述第1导光单元具有光分支单元，其用于取入前述照明光的一部分。

14. 根据权利要求6所述的内窥镜，其特征在于，使与前述按压变形构件相同特性的基准构件处于不变形的状态，前述光检测单元以从基准构件被引导来的光的检测输出为基准值，根据来自该基准值的变化量，检测作用于前述按压变形构件的按压量。

15. 根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，该内窥镜具有插通在上述插入部内的管路，并且该内窥镜具有：

透明管路部，其设置于前述管路；以及

光检测器，其检测透过前述透明管路部的光。

16. 根据权利要求 15 所述的内窥镜，其特征在于，前述管路是送气送水管路。

17. 根据权利要求 15 所述的内窥镜，其特征在于，前述管路是吸引管路。

18. 一种内窥镜，其特征在于，该内窥镜具有：

插入部，其插入到被检体内；

操作部，其设置在前述插入部的后端；

控制处理单元，其设置在前述操作部内，控制对被检体像进行摄像的摄像单元和该操作部中的规定的多种不同功能；

信号电路，其从前述控制处理单元起延伸设置；

电力电路，其输送提供给前述操作部内的电路的电力；以及

连接部，其设置在前述操作部，可拆装自如地连接插通有至少 1 个管路的管单元。

19. 根据权利要求 18 所述的内窥镜，其特征在于，前述信号电路由共同传送多种信号的信号传送单元构成。

20. 根据权利要求 19 所述的内窥镜，其特征在于，前述信号传送单元和前述电力电路分别在前述连接部中通过规定的连接单元与插通在前述管单元内的信号传送线和电源线连接。

21. 根据权利要求 20 所述的内窥镜，其特征在于，前述规定的连接单元是基于相互非接触电磁耦合的连接。

22. 一种内窥镜，其特征在于，该内窥镜具有：

插入部，其插入到被检体内；

操作部，其设置在前述插入部的后端；

控制处理单元，其设置在前述操作部内，控制对被检体像进行摄像的摄像单元和该操作部中的规定的多种不同功能；

信号电路，其从前述控制处理单元起延伸设置；

管单元，其插通有至少 1 个管路；以及

连接部，其设置在前述操作部，可拆装自如地连接前述管单元。

23. 根据权利要求 22 所述的内窥镜, 其特征在于, 前述信号电路由共同传送多种信号的信号传送单元构成。

24. 根据权利要求 23 所述的内窥镜, 其特征在于, 前述信号传送单元在所述连接部中通过规定的连接单元与插通在所述管单元内的信号传送线连接。

25. 根据权利要求 24 所述的内窥镜, 其特征在于, 前述规定的连接单元是基于相互非接触电磁耦合的连接。

26. 根据权利要求 24 所述的内窥镜, 其特征在于, 前述规定的连接单元是基于无线的连接单元。

27. 一种内窥镜系统, 其特征在于, 该内窥镜系统具有: 内窥镜; 送气/送水/吸引单元, 其连接前述内窥镜, 具有送气、送水和吸引功能; 以及内窥镜系统控制装置, 其与前述内窥镜中的信号电路进行规定的信号收发, 来进行对该内窥镜的规定控制,

前述内窥镜具有:

插入部, 其插入到被检体内;

操作部, 其设置在所述插入部的后端;

控制处理单元, 其设置在所述操作部内, 控制对被检体像进行摄像的摄像单元和该操作部中的规定的多种不同功能;

信号电路, 其从前述控制处理单元起延伸设置;

管单元, 其插通有至少 1 个管路; 以及

连接部, 其设置在所述操作部, 可拆装自如地连接所述管单元。

28. 根据权利要求 27 所述的内窥镜系统, 其特征在于, 前述信号电路由共同传送多种信号的信号传送单元构成。

29. 根据权利要求 28 所述的内窥镜系统, 其特征在于, 前述信号传送单元在所述连接部中通过规定的连接单元与插通在所述管单元内的信号传送线连接。

30. 根据权利要求 29 所述的内窥镜系统, 其特征在于, 前述规定的连接单元是基于相互非接触电磁耦合的连接。

31. 根据权利要求 29 所述的内窥镜系统, 其特征在于, 前述规定的

连接单元是基于无线的连接单元。

32. 一种内窥镜的弯曲驱动的控制方法，该内窥镜在操作部内设置有对摄像单元和该操作部中的规定的多种不同功能进行控制的控制处理单元，该控制方法具有：

第1步骤，利用弯曲指示对弯曲部朝弯曲指示的方向进行弯曲驱动；

第2步骤，在前述弯曲驱动时，所述控制处理单元检测配置在前述弯曲部的周边部的进行光学按压量检测的按压量检测的输出变化是否为基准值以上；以及

第3步骤，所述控制处理单元在前述按压量检测的输出变化为基准值以上的情况下，限制前述弯曲驱动。

内窥镜和内窥镜系统

技术领域

本发明涉及插入到体腔内等进行内窥镜检查等的内窥镜和具有该内窥镜的内窥镜系统。

背景技术

近年，在插入部内置有摄像元件的内窥镜在体腔内的检查、以及使用治疗工具的治疗等中被广泛采用。

在这样内置摄像元件、具有软性插入部的内窥镜中，如下的内窥镜是公知的，该内窥镜具有从设置在插入部的后端侧的操作部传送照明光的光导以及插通有与摄像元件连接的信号线的通用电缆。

并且，在这种内窥镜中，通过在该操作部中设置进行各种控制操作的操作按钮或开关等，可通过该操作部进行各种控制的内窥镜也是公知的。

然而，在上述内窥镜中，虽然可通过在操作部设置多个操作按钮或开关等进行各种控制，但是为此需要在通用电缆内插通较多信号线。这样，通用电缆变粗，担心变粗的通用电缆成为操作障碍。

并且，在内窥镜中设置了多种不同功能的情况下，有必要与这些不同功能对应地在通用电缆内分别插通信号线，产生难以扩展、且制造成本增大的问题。

另一方面，例如如日本特开 2002—369789 号公报所揭示的那样，采用以下结构的内窥镜是公知的，即：使插通有传送照明光的光导的通用电缆拆装自如，将光缆与该光导一起插通，把摄像元件的摄像信号等发送到内窥镜外部的信号处理装置，然而由于不能实现送气送水等使用管路来传送流体的功能，因而具有观察功能等大幅下降的问题。

并且，一般，具有软性插入部的内窥镜在插入部的前端附近设置有

弯曲部，以便能插入到弯曲的体内等，或者可观察期望的方向，并且在近前侧的操作部设置有弯曲操作单元，以便可对弯曲部进行弯曲操作（角度操作）。

这样通过使弯曲部弯曲，容易把插入部插入到弯曲的体腔内。并且，为了进一步提高插入性，若能够检测出弯曲部与内壁等压接的状态，则变得更便利。在该情况下，可以在弯曲部设置电压敏传感器，然而由于在内窥镜中必然需要照明单元，因而如果能使用其照明光的一部分，则会是非常有用的利用方法。

在日本特开平 7-124104 号公报的电子内窥镜中，采用以下结构：在弯曲部，为了检测压力而设置由应变规形成的压敏传感器，使用该压敏传感器的输出来限制弯曲操作单元的弯曲操作。

上述日本特开平 7-124104 号公报的例子是进行电压力检测的例子，不能效率良好地利用上述照明光。

并且，特别是医疗领域的内窥镜以检查和治疗为目的而插入到体腔内来使用，因而有必要对内窥镜进行洗涤和消毒。在对内窥镜进行洗涤和消毒的情况下，使用内窥镜洗涤消毒装置。内窥镜被放置在内窥镜洗涤消毒装置的洗涤槽内，进行洗涤、消毒、冲洗以及脱水。

并且，在内窥镜的内部具有送气送水管路、钳子口等多个管路。在这些管路内，也必须使洗涤液和消毒液充分地通过，切实地进行洗涤和消毒等。

作为这种可检测对设置在内窥镜内部的各种管路是否进行了合适的洗涤和消毒的内窥镜洗涤消毒装置，例如有在日本特开 2001-299697 号公报内所提出的装置。

然而，在上述公报揭示的内窥镜洗涤消毒装置中，对于内窥镜内的管路是否进行了合适的洗涤等，是根据由设置在内窥镜洗涤消毒装置内的流量传感器所检测出的流量值来判断的。因此，由于在内窥镜洗涤消毒装置内设置有这种用于检测污浊的传感器，因而只有在洗涤等时才能检测出内窥镜内的管路污浊。

发明内容

本发明是鉴于上述点而提出的，本发明的目的是提供一种操作性良好的内窥镜，不会降低观察功能，可应对在操作部设置有弯曲操作和送气送水开关等的操作单元的情况。

本发明的特征在于，具有：插入部，其插入被检体内；操作部，其设置在前述插入部的后端；控制处理单元，其设置在前述操作部内，对拍摄被检体像的摄像单元和该操作部中的规定的多种不同功能进行控制；信号电路，其从前述控制处理单元起延伸设置；以及连接部，其设置在前述操作部，可使插通有至少1个管路的管单元拆装自如地连接。

附图说明

图1是示出本发明的第1实施方式的内窥镜系统的概略结构的图。

图2是示出前述第1实施方式的内窥镜系统内的数据通信方式的各例的方框图。

图3是示出前述第1实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的概略结构的外观立体图。

图4是示出前述第1实施方式的内窥镜系统的更详细结构的外观立体图。

图5是示出前述第1实施方式的内窥镜系统中的AWS单元周边部的具体外观形状的立体图。

图6是示出在前述第1实施方式的内窥镜系统中的AWS单元上安装了拆装自如的AWS适配器的状态和取下了该AWS适配器的状态的立体图。

图7是示出前述第1实施方式的内窥镜系统中的控制装置和AWS单元的内部结构以及内窥镜连接器(scope connector)的连接部的结构的图。

图8是示出前述第1实施方式的内窥镜系统中的AWS适配器的结构的图。

图9是透视示出前述第1实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的内部

构成要素的一部分的侧视图。

图 10 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜使用的导电性高分子人工肌肉的概略结构的外观立体图以及示出应变量的线图。

图 11 是示出设置在前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的操作部中的跟踪球及其周边部的正视图。

图 12 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的操作部与管单元的连接部分的电结构的电路图。

图 13 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的电结构的方框图。

图 14 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜系统控制装置的主要电结构的方框图。

图 15 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的 AWS 单元的电结构的方框图。

图 16 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的观察监视器的监视器显示面的代表显示例和菜单显示的具体例的图。

图 17 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的 AWS 单元的起动处理动作内容的流程图。

图 18 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的起动处理动作内容的流程图。

图 19 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的摄像控制处理动作内容的流程图。

图 20 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的送气送水的控制处理动作内容的流程图。

图 21 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的角度操作的控制处理的流程图。

图 22 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的针对硬度可变操作的控制操作的流程图。

图 23 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的硬度可变设定操作和与该操作对应的 UPD 图像的动作说明图。

图 24 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜侧的人机接口处理的内容的流程图。

图 25 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜系统控制装置侧的人机接口处理的内容的流程图。

图 26 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例的结构的外观立体图。

图 27 是透视示出本发明的第 2 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的内部构成要素的一部分的侧视图。

图 28 是示出前述第 2 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的透明度传感器的要部立体图。

图 29 是示出前述第 2 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的电结构的方框图。

图 30 是透视示出本发明的第 3 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的内部构成要素的一部分的侧视图。

图 31 是透视示出本发明的第 4 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的内部构成要素的一部分的侧视图。

图 32 是示出前述第 4 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的电池单元和周边部的结构的要部侧视图以及示出电路部和与该电池单元相关的充电部的结构的电路图。

图 33 是透视示出本发明的第 5 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的内部构成要素的一部分的侧视图。

图 34 是示出前述第 5 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的插入部前端侧的结构要部放大剖面图。

图 35 是示出前述第 5 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的光学按压量检测单元的概略结构的图。

图 36 是示出前述第 5 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的电结构的方框图。

图 37 是示出前述第 5 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的角度操作的控制处理的流程图。

图 38 是示出本发明的第 6 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的插入部前端侧的结构的主要部放大剖面图。

图 39 是示出前述第 6 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜插入部前端侧的结构的主要部放大剖面图。

图 40 是示出前述第 6 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜插入部前端侧的结构的主要部放大立体图。

图 41 是示出前述第 6 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜插入部前端侧的结构的主要部放大剖面图。

图 42 是示出图 41 中的 D-D' 线剖面的主要部放大剖面图。

图 43 是示出本发明的第 7 实施方式的内窥镜系统的整体结构的图。

图 44 是示出前述第 7 实施方式的内窥镜系统中的 AWS 单元周边部的具体外观形状的立体图。

图 45 是透视示出前述第 7 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的内部构成要素的一部分的侧视图。

图 46 是示出前述第 7 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的具体外观形状等的图。

图 47 是示出前述第 7 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的透明度传感器的结构和动作的图。

图 48 是示出前述第 7 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的电结构的方框图。

图 49 是示出前述第 7 实施方式的内窥镜系统中的作为 AWS 适配器的变形例的安装了电磁阀单元的状态和取下了该电磁阀单元的状态的 AWS 单元的立体图。

图 50 是示出前述第 7 实施方式的内窥镜系统中的电磁阀单元的结构图。

具体实施方式

以下，参照附图对本发明的优选实施方式进行说明。

在本发明的第 1 实施方式的内窥镜系统的具体结构进行说明之

前, 参照图 1 至图 3 对该内窥镜系统的概略结构进行说明。

图 1 是示出本发明的第 1 实施方式的内窥镜系统的概略结构的图, 图 2 是示出该第 1 实施方式的内窥镜系统内的数据通信方式的各例的方框图, 图 3 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的概略结构的外观立体图。

如图 1 所示, 内窥镜系统 1 具有: 插入躺在检查床 2 上的未作图示的患者的体腔内进行内窥镜检查的软性内窥镜 3; 与该内窥镜 3 连接, 具有送气、送水和吸引功能的送气送水吸引单元 (以下简称为 AWS 单元) 4; 担负针对内置在内窥镜 3 中的摄像元件的信号处理的一部分、以及针对设置在内窥镜 3 中的各种操作单元的控制处理的一部分的内窥镜系统控制装置 5; 以及使用显示由该内窥镜系统控制装置 5 所生成的影像信号的液晶显示器等的观察监视器 6。

并且, 该内窥镜系统 1 具有: 图像记录单元 7, 其对由内窥镜系统控制装置 5 所生成的例如数字影像信号进行存档等; 以及 UPD 线圈单元 8, 其与 AWS 单元 4 连接, 用于在内窥镜 3 的插入部内内置有形状检测用线圈 (以下简称为 UPD 线圈) 的情况下, 接收由该 UPD 线圈所产生的电磁场的信号等, 检测各 UPD 线圈的位置, 显示内窥镜 3 的插入部的形状。

并且, 图像记录单元 7 与设置有该内窥镜系统 1 的医院内的 LAN 9 连接, 可通过与该 LAN 9 有线或无线连接的各终端装置来参照由图像记录单元 7 所存档的图像等。

并且, 如图 1 所示, AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5 无线地进行规定的信息收发。另外, 在图 1 中, 内窥镜 3 通过电缆与 AWS 单元 4 连接, 然而也可以无线地进行信息收发 (双向传送)。并且, 内窥镜系统控制装置 5 也可以直接与内窥镜 3 无线地进行信息收发。

图 2 (A) ~ 图 2 (C) 示出内窥镜系统 1 中的在单元、装置间、或者内窥镜 3 与单元或装置间进行数据收发的收发单元 (通信部) 的 3 种方式。在图 2 (A) 中, 作为具体例, 以 AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5 的情况进行说明。

图 2 (A) 示出无线方式, 通过内置在 AWS 单元 4 中的数据通信控制部 11, 经过数据发送部 12 进行调制, 从天线部 13 无线发送到内窥镜系统控制装置 5。

并且, AWS 单元 4 在天线部 13 接收从内窥镜系统控制装置 5 侧无线发送的数据, 通过数据接收部 14 进行解调, 把该数据发送到数据通信控制部 11。在本实施方式中, 在以无线方式发送数据的情况下, 根据例如 IEEE802.11g 的标准形成最大的数据通信速度是 54Mbps 的无线 LAN。

图 2 (B) 是有线方式, 作为具体例, 以通过内窥镜 3 和 AWS 单元 4 进行数据收发的情况进行说明。通过内置在内窥镜 3 中的数据通信控制部 11, 经过数据发送部 12' 从电连接器 15 有线发送到 AWS 单元 4。并且, 从 AWS 单元 4 发送的数据经过电连接器 15 和数据接收部 14', 发送到数据通信控制部 11。

图 2 (C) 示出光通信方式, 作为具体例, 以通过 AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5 进行数据收发的情况进行说明。内置在 AWS 单元 4 中的数据通信控制部 11 通过进行光通信的收发的数据发送部 12'' 和数据接收部 14'', 与设置在该 AWS 单元 4 中的光通信耦合器 16 连接, 并通过内窥镜系统控制装置 5 侧的光通信耦合器进行数据收发。

如图 3 所示, 内窥镜 3 具有: 内窥镜主体 18, 以及管单元 19, 该管单元 19 一端与该内窥镜主体 18 拆装自如地连接、另一端与前述 AWS 单元 4 连接。

前述内窥镜主体 18 具有: 插入体腔内的软性插入部 21, 以及设置在该插入部 21 的后端的操作部 22。

前述操作部 22 具有把持部 68, 并且在该把持部 68 内设置有控制电路 57, 其掌管该操作部 22 中的各种操作等的控制的一部分。另外, 从该控制电路 57 起延伸设置有规定的电源线和信号线。

并且, 在操作部 22 配设有从插入部 21 起延伸设置的规定的管。

而且, 在内窥镜主体 18 的操作部 22 配设有与管单元 19 中的综合连接部 52 连接的连接部 51。

另一方面, 前述管单元 19 的一端配设有与前述连接部 51 连接的综

合连接部 52，可与该连接部 51 在有特征的连接状态下连接。并且，在另一端配设有内窥镜连接器 41，可与前述 AWS 单元 4 连接。

并且，在管单元 19 的内部配设内窥镜装置特有的规定的多个管、电线以及信号线。

前述内窥镜主体 18 和前述管单元 19 如上所述，具有以下特征：通过前述连接部 51 和综合连接部 52 连接，而通过这些连接器之间的连接，使上述管之间相互机械连接，电源线和信号线通过所谓的电磁耦合相连接。

并且，在本实施方式中，作为该管单元 19，采用一次性使用型、且与以往的通用电缆相比进行了细径化的管。

另外，该内窥镜 3 包含可在有特征的连接状态下连接的连接部 51 和综合连接部 52 的连接，在后面参照图 9 进行详述。

并且，在插入部 21 的前端部 24，作为摄像元件，配置有在摄像元件内部使用增益可变的 CCD 25 的摄像单元。并且，在前端部 24 设置有检测前端部 24 与体腔内的内壁等接触（压接）的状态的接触传感器 142。

并且，在前端部 24 的后端设置有能以低力量弯曲的弯曲部 27，通过操作设置在操作部 22 的角度/遥控操作子 28，可使弯曲部 27 弯曲。该角度/遥控操作子 28 可进行角度操作（弯曲操作）、送气送水、吸引等的操作、针对内窥镜系统控制装置 5 等的远程控制操作（具体地说，保持（freeze）指示操作、释放指示操作）的遥控操作等。并且，在插入部 21 形成有硬度可变的部位，可更顺利地进行插入等。

并且，在插入部 21 内设置有洗净程度检测部 29，可检测出管路的洗净程度等。

下面参照图 4 至图 8 等，对内窥镜系统 1 的更具体结构进行说明。

图 4 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统的更详细结构的外观立体图。并且，图 5 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的 AWS 单元周边部的具体外观形状的立体图，图 6 是示出在前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的 AWS 单元上安装了拆装自如的 AWS 适配器的状态和取下了该 AWS 适配器的状态的立体图，图 7 是示出前述第 1 实施方式的内窥

镜系统中的控制装置和 AWS 单元的内部结构以及内窥镜连接器的连接部的结构的图，图 8 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的 AWS 适配器的结构的图。

与检查床 2 的侧面相邻地配置由液晶监视器等构成的观察监视器 6，并且在移动自如地配置于检查床 2 的长度方向的一个端部附近的小车 31 上，配置有内窥镜系统控制装置 5、AWS 单元 4、图像文件/LAN/电测量/超声波单元（简化表示了图像文件单元、无线 LAN 或有线 LAN、电测量装置、超声波单元等）32，在最上部配置有带有触摸屏的监视器 33。

并且，在检查床 2 中的患者所躺的上表面部分内嵌入有 UPD 线圈单元 8。该 UPD 线圈单元 8 通过 UPD 电缆 34 与 AWS 单元 4 连接。

在本实施方式中，AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5，例如如图 8 所示，通过无线收发单元 77、101 进行数据收发。并且，如图 4 所示，观察监视器 6 通过监视器电缆 35 与内窥镜系统控制装置 5 的监视器用连接器连接。

另外，如图 4 所示，在内窥镜系统控制装置 5 和观察监视器 6 上分别安装有收发单元 101、36，可以把影像信号从内窥镜系统控制装置 5 发送到观察监视器 6，在其显示面上显示与该影像信号对应的内窥镜图像。

如后所述，使用 UPD 线圈单元 8 检测出的内窥镜 3 的插入部形状（UPD 图像）的图像数据，与由 CCD 25 所拍摄的图像数据一起从 AWS 单元 4 侧被发送到内窥镜系统控制装置 5，因此，内窥镜系统控制装置 5 也能把与这些图像数据对应的影像信号发送到观察监视器 6，并在其显示面上显示 UPD 图像和内窥镜图像。

观察监视器 6 由高分辨率 TV（HDTV）的监视器构成，以便可如上述那样在其显示面上同时显示多种图像。

并且，在本实施方式中，在检查床 2 中的长度方向的一个端部及其下部的位置形成有收纳用凹部，可将托盘搬运用小车 38 滑动自如地收纳在该收纳用凹部内。在该托盘搬运用小车 38 的上部放置收纳图 9 所示的内窥镜 3 的内窥镜托盘 39。

然后，可使用托盘搬运用小车 38 搬运收纳有进行了灭菌或消毒的内

窥镜 3 的内窥镜托盘 39，并可收纳在检查床 2 的收纳用凹部内。手术医生可从内窥镜托盘 39 中拉出内窥镜 3 来供内窥镜检查使用，并在内窥镜检查结束后再次收纳在该内窥镜托盘 39 内。之后，通过使用托盘搬运用小 38 搬运收纳有使用后的内窥镜 3 的内窥镜托盘 39，可顺利地进行灭菌或消毒。

并且，如图 4 所示，例如在 AWS 单元 4 设置内窥镜连接器 40。并且，如图 8 所示，（内窥镜 3 的）内窥镜连接器 41 拆装自如地与该内窥镜连接器 40 连接。

图 5 和图 6 示出在该情况下的 AWS 单元 4 侧的内窥镜连接器 40 的更具体的外观形状。

并且，图 7 示出在 AWS 单元 4 的内窥镜连接器 40 上拆装自如地安装的 AWS 适配器 42 的结构，图 8 示出在连接状态下的 AWS 单元 4 侧的内窥镜连接器 40 和内窥镜 3 侧的内窥镜连接器 41 的内部结构。

实际上，如图 6（B）所示，在 AWS 单元 4 的前表面设置有凹部形状的 AWS 适配器安装部 40a，通过在该 AWS 适配器安装部 40a 上安装图 7 所示的 AWS 适配器（管路连接适配器）42，形成内窥镜连接器 40，内窥镜 3 的内窥镜连接器 41 与该内窥镜连接器 40 连接。

在 AWS 适配器安装部 40a 设置有内窥镜连接用的电连接器 43 和送气连接器 44 以及夹管阀（pinch valve）45，在该 AWS 适配器安装部 40a 上拆装自如地安装 AWS 适配器 42 的内侧端面，从其外侧端面侧连接内窥镜 3 的内窥镜连接器 41。

图 7 示出该 AWS 适配器 42 的详情。图 7（A）是 AWS 适配器 42 的正视图，图 7（B）和图 7（C）示出左侧视图和右侧视图，图 7（D）和图 7（E）示出图 7（A）的 A—A' 和 B—B' 剖面图。

在该 AWS 适配器 42，在其前表面的凹部 42a 内插入有内窥镜连接器 41，在该情况下，在设置于该凹部内的贯通孔 42b 内插入有内窥镜连接器 41 中的电连接器部分，该电连接器部分与设置在与该贯通孔 42b 内部相对的 AWS 单元 4 中的内窥镜连接用电连接器 43 连接。

并且，在该贯通孔 42b 的下侧设置有送气送水连接器 42c 和吸引连

接器 42d, 分别连接有内窥镜连接器 41 中的送气送水管头 63 和吸引管头 64 (参照图 8 和图 9)。

另外, 在 AWS 适配器 42 的基端面侧设置有凹部 42f, 其收纳从 AWS 适配器安装部 40a 突出的夹管阀 45。

如图 7 (E) 所示, 与设置在 AWS 适配器 42 上的送气送水连接器 42c 连通的内部管路进行分支, 成为与 AWS 单元 4 的送气连接器 44 连接的送气管头 42e、和朝侧方突出的送水管头 46。并且, 与吸引连接器 42d 连通的管路朝侧方弯曲成为朝侧面突出的吸引管头 47, 并在途中成为例如朝上方分支的释放管路 47a, 该释放管路 47a 在途中通过了夹管阀 45 的内侧之后, 其上端开口。

在把形成吸引单元的未作图示的吸引泵设定在一直动作状态的情况下, 该释放管路 47a 通常通过夹管阀 45 被设定为释放状态, 在进行了吸引操作的情况下, 夹管阀 45 被驱动。然后, 使用该夹管阀 45 关闭释放管路 47a 来停止释放, 从而进行吸引动作。

这些送水管头 46 和吸引管头 47, 如图 5 等所示, 分别连接供水桶 48 和(通过吸引管 49a 在途中插过吸引桶 49b)吸引器。供水桶 48 与 AWS 单元 4 的供水桶用连接器 50 连接。另外, 在 AWS 单元 4 的前表面的内窥镜连接器 40 的上部侧设置有操作面板 4a。

下面参照图 9 对本发明的第 1 实施方式中的内窥镜的具体结构进行说明。

图 9 是透视示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的内部构成要素的一部分的侧视图。另外, 图 9 是从一侧观察该内窥镜 3 的图, 切去一部分表面而示出内设在該内窥镜中的主要部件。

如在图 3 中概略说明的那样, 本实施方式中的内窥镜 3 具有: 内窥镜主体 18, 其具有软性插入部 21 和设置在其后端的操作部 22; 以及管单元 19 (在本实施方式中采用一次性使用型), 其基端的综合连接部 52 拆装自如地与设置在该内窥镜主体 18 中的操作部 22 的基端 (前端) 附近的 (管单元连接用) 连接部 51 连接。

在前述管单元 19 的末端设置有拆装自如地与 AWS 单元 4 连接的上

述内窥镜连接器 41。

插入部 21 具有：设置在该插入部 21 的前端的硬质前端部 24；设置在该前端部 24 的后端的弯曲自如的弯曲部 27；以及从该弯曲部 27 的后端到操作部 22 的细长的软性部（蛇管部）53，在该软性部 53 的途中的多个部位，具体地说两个部位，设置有硬度可变用致动器 54A、54B，其由通过施加电压可进行伸缩、并也可改变硬度的导电性高分子人工肌肉（简称为 EPAM）构成。

在设置于前述插入部 21 的前端部 24 的照明窗内侧，作为照明单元安装有例如发光二极管（简称为 LED）56，该 LED 56 的照明光通过一体安装在该 LED 56 上的照明透镜射出到前方，给患部等被摄体照明。另外，该 LED 56 可以是产生白色光的 LED，也可以使用产生红（R）、绿（G）、蓝（B）的各波长区域的光的 R 用 LED、G 用 LED 以及 B 用 LED 来构成。作为形成照明单元的发光元件，不限于 LED 56，也可使用 LD（激光二极管）等来形成。

并且，在与该照明窗相邻设置的观察窗上安装有未作图示的物镜，在其成像位置上配置了内置增益可变功能的 CCD 25，形成对被摄体进行摄像的摄像单元。本实施方式中的 CCD 25 将增益可变功能内置在 CCD 元件自身内，由于利用增益可变功能可使 CCD 输出信号的增益容易地改变到数百倍左右，因而在 LED 56 的照明光下也可得到 S/N 下降少的亮图像。并且，由于 LED 56 与灯的情况相比发光效率良好，因而可抑制 LED 56 附近的温度上升。

一端分别与 LED 56 和 CCD 25 连接、插通在插入部 21 内的信号线的另一端与设置在例如操作部 22 内部、进行集中控制处理（集约控制处理）的控制电路 57 连接。

并且，在插入部 21 内，沿着其长度方向以规定间隔配置有多个 UPD 线圈 58，与各 UPD 线圈 58 连接的信号线通过设置在操作部 22 内的 UPD 线圈驱动单元 59，与控制电路 57 连接。

并且，在弯曲部 27 的外皮内侧的周向的 4 个部位配置有在其长度方向配置 EPAM 而形成的角度用致动器 27a。并且，该角度用致动器 27a

和硬度可变用致动器 54A、54B 也分别通过信号线与控制电路 57 连接。

在角度用致动器 27a 和硬度可变用致动器 54A、54B 中使用的 EPAM，如图 10 (A) 所示，在例如板状的两面安装电极，通过施加电压，可如图 10 (B) 所示沿厚度方向收缩，并可沿长度方向伸长。另外，该 EPAM 如图 10 (C) 所示，可与例如由施加的电压引起的电场强度 E 的大致平方成比例，来改变应变变量。

在作为角度用致动器 27a 利用的情况下，通过形成为线形状等使一方伸长，并使相反侧收缩，可与通常的线的功能一样，使弯曲部 27 弯曲。并且，通过该伸长或收缩，可使其硬度改变，对于硬度可变用致动器 54A、54B，可利用该功能使其部分的硬度可改变。

另一方面，在插入部 21 内插通有送气送水管路 60a 和吸引管路 61a。这些送气送水管路 60a 和吸引管路 61a 的后端部全都延伸设置至形成于前述连接部 51 的开口端的管路连接部 51a，并分别在该管路连接部 51a 中开口。

另一方面，在管单元 19 内也插通有送气送水管路 60b 和吸引管路 61b，这些送气送水管路 60b 和吸引管路 61b 的后端部全都延伸设置至形成于前述综合连接部 52 的开口端的管连接部 52a，并分别在该管连接部 52a 中开口。

另外，前述吸引管路 61b 在该管连接部 52a 内进行分支并开口到外部。

在综合连接部 52 安装于该连接部 51 上时，前述连接部 51 中的管路连接部 51a 和前述综合连接部 52 中的管连接部 52a 相互机械连接，此时，送气送水管路 60a 和吸引管路 61a 的开口端分别与送气送水管路 60b 和吸引管路 61b 的开口端连接。另外，前述吸引管路 61a 与插通在管单元 19 内的吸引管路 61b 连接，而且与在管连接部 52a 内进行分支并向外部开口的可使钳子等治疗工具插入的治疗工具插入口（简称为钳子口）62 连通。该钳子口 62 在不使用的情况下利用钳子塞 62a 闭塞。

这些送气送水管路 60b 和吸引管路 61b 的近前侧的后端在内窥镜连接器 41 中成为送气送水管头 63 和吸引管头 64。

送气送水管头 63 和吸引管头 64 与图 6 和图 7 等所示的 AWS 适配器 42 的送气送水连接器 42c 和吸引连接器 42d 分别连接。并且, 如图 7 所示, 在该 AWS 适配器 42 的内部, 送气送水连接器 42c 分支成送气管路和送水管路。如图 8 所示, 送气管路插过电磁阀 B1 与 AWS 单元 4 内部的送气送水用泵 65 连接, 送水管路与供水桶 48 连接。并且, 该供水桶 48 也在途中通过电磁阀 B2 与送气送水用泵 65 连接。送气送水用泵 65 以及电磁阀 B1 和 B2 通过控制线(驱动线)与 AWS 控制单元 66 连接, 由该 AWS 控制单元 66 控制开闭, 可进行送气和送水。另外, AWS 控制单元 66 通过夹管阀 45 的开闭控制, 还进行吸引动作控制。

并且, 如图 9 所示, 在内窥镜主体 18 的操作部 22 设置有由手术医生抓持的抓持部 68, 在包括该抓持部 68 在内的其周边, 沿着操作部 22 的长度方向的轴设置有进行释放、保持等的远程控制操作(简称为遥控操作)的例如 3 个内窥镜开关 SW 1、SW 2、SW 3, 它们分别与控制电路 57 连接。

而且, 在作为操作部 22 中的设置有这些内窥镜开关 SW 1、SW 2、SW 3 的位置的相反侧的上表面而倾斜形成的斜面部 Sa 上, 在抓持了抓持部 68 的手可操作的位置上设置有进行角度操作(弯曲操作)和切换以进行其他遥控操作的设定等的防水结构的跟踪球 69。

图 11 是示出设置在前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的操作部上的跟踪球及其周边部的正视图, 是图 9 中的 C 向视。

如图 11 所示, 在该斜面部 Sa 的跟踪球 69 的两侧, 在成为操作部 22 的长度方向两侧的左右方向上, 在左右对称的位置设置有 2 个内窥镜开关 SW 4、SW 5。内窥镜开关 SW 4、SW 5 通常被分配送气送水开关和吸引开关的功能。

在以从图 9 中的 C 向视方向侧观察内窥镜 3 的操作部 22 的情况为正视的情况下, 跟踪球 69 相对于操作部 22 或插入部 21 的长度方向处于长度方向的中心线上, 而且 2 个内窥镜开关 SW 4、SW 5 左右对称地配置, 并且沿着该中心线在其背面侧配置有内窥镜开关 SW 1、SW 2、SW 3。

这样, 由于在操作部 22, 相对于其长度方向的中心轴左右对称地设

置跟踪球 69 等各种操作单元，因而在手术医生抓持操作部 22 的抓持部 68 进行操作的情况下，用左手抓持的情况下与用右手抓持来进行操作的情况都能同样地确保良好的操作性。

该跟踪球 69 和内窥镜开关 SW 4、SW 5 也与控制电路 57 连接。跟踪球 69 和内窥镜开关 SW 1~SW 5 相当于图 3 所示的角度/遥控操作子 28。

下面，参照图 9 和图 12 对该内窥镜 3 中的可在有特征的连接状态下连接的连接部 51 和综合连接部 52 的连接关系进行说明。

图 12 是示出前述第 1 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的操作部和管单元的连接部分的电结构的电路图。

电源线 71a 和信号线 71b 的一端与前述控制电路 57 连接。并且，前述电源线 71a 和信号线 71b 的另一端分别与连接部 51 中的电磁耦合连接部 72a、72b 连接。另一方面，在管单元 19 内插通有电源线 73a 和信号线 73b，这些电源线 73a 和信号线 73b 的一端与在内窥镜连接器 41 中具有电源和信号触点的电连接器 74 连接。并且，前述电源线 73a 和信号线 73b 的另一端分别与综合连接部 52 中的电磁耦合连接部 72a、72b 连接。另外，把连接部 51 侧的电磁耦合连接部 72a、72b 称为传送单元 51b。

当综合连接部 52 安装在连接部 51 上时，前述电磁耦合连接部 72a、72b 不进行所谓的使用金属电极的接合，从电源线 73a 向电源线 71a 供给电力，并且可进行信号线 71b 和信号线 73b 的信号收发。

即，在管单元 19 中的电源线 73a 的另一端配设有一次侧线圈 C1a，在对置的电源线 71a 的另一端配设有二次侧线圈 C1b。并且，通过使这些线圈接近，形成在磁通泄漏少的状态下进行电磁耦合的变压器 T1。

同样，在信号线 71b 的另一端配设有线圈 C2a，在对置的信号线 73b 的另一端配设有线圈 C2b。并且，通过使这些线圈接近，形成在磁通泄漏少的状态下进行电磁耦合的变压器 T2。另外，详情在后面描述。

用户使前述内窥镜连接器 41 与 AWS 单元 4 连接，这样，如图 8 所示，电源线 73a 通过 AWS 单元 4 的电连接器 43 与电源单元 75 连接，信号线 73b（通过电源单元 75）与 UPD 单元 76 和收发单元 77 以及 AWS

控制单元 66 连接。另外，收发单元 77 与进行无线的电波收发的天线连接。

从电源单元 75 通过插通在管单元 19 内的电源线 73a 被供给的交流电力在连接部 52 中被供给到前述一次侧线圈 C1a。在连接部 51 的外装壳体的内侧配置二次侧线圈 C1b，前述一次侧线圈 C1a 和二次侧线圈 C1b 接近而形成在磁通泄漏少的状态下进行电磁耦合的变压器 T1。

然后，通过该电磁耦合，把供给到该线圈 C1a 的交流电力效率良好地传递到二次侧线圈 C1b。该线圈 C1b 与控制电路 57 内的电源电路 78 连接，通过电源电路 78 生成在控制电路 57 侧所需要的直流电力。

电源电路 78 把通过整流用二极管 D 和平滑用电容器进行了整流后的直流电压，通过例如 3 端子电源用 IC 79 和平滑用电容器转换成控制电路 57 的动作所需要的直流电压，供给给控制电路 57。

并且，与控制电路 57 连接的（形成共同的信号传送单元的）信号线 71b 如上所述，与线圈 C2a 连接，与该线圈 C2a 接近而对置的线圈 C2b 与插通在管单元 19 内的信号线 73b 连接。即，与变压器 T1 的情况大致一样，形成基于线圈 C2a 和 C2b 进行电磁耦合的变压器 T2。

信号经过进行电磁耦合的线圈 C2a 和 C2b 从信号线 71b 侧被传递到信号线 73b 侧，并且在反方向也传递信号。

在本实施方式中，如在图 13 对其内部结构进行说明的那样，采用通过控制电路 57 对各种操作单元和摄像单元等进行集中控制或管理的结构，由此可削减插通在管单元 19 内的电信号线的根数。并且，即使在变更了设置在内窥镜 3 内的功能的情况下，也能直接不作变更地使用管单元 19 内的信号线 73b。即，信号线 73b 形成将各种信号进行共同传送的共同的信号传送单元。

另外，如图 12 所示，例如与变压器 T2 相邻，把磁铁 M1 和 M2 配置成使不同的磁极之间对置，当使综合连接部 52 与连接部 51 连接时，线圈 C1a 和 C1b、线圈 C2a 和 C2b 在接近并对置的状态下拆装自如地被安装。另外，也可以取代磁铁 M1 和 M2，设置与两连接部 51、52 相互嵌合来定位的凹凸部。

这样，本实施方式中的内窥镜3，其特征在于，使管单元19相对于内窥镜主体18拆装自如，并且当把管单元19安装在内窥镜主体18上时，通过不使用金属电极之间的连接的连接单元，来进行内窥镜主体18和管单元19之间的电源和信号的收发。

图13是示出前述第1实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的电结构的方框图。

在图13中的左侧下部所示的插入部21的前端部24，配置CCD 25和LED 56，在附图中的其上方记载的弯曲部27上配置有角度用致动器（在本实施方式中，具体地说是EPAM）27a和编码器27c。

并且，在软性部53分别配置硬度可变用致动器54和编码器54c（在本实施方式中，具体地说是使用EPAM的硬度可变用致动器54A、54B，然而进行简化而使用1个来代表性地示出）。并且，在该软性部53配置UPD线圈58。

并且，在插入部21的软性部53的上方记载的操作部22的表面上配置跟踪球69、送气送水SW（SW 4）、吸引SW（SW 5）、以及内窥镜SW（SW 1~3）。另外，如后所述，跟踪球69用于角度操作和其他功能的选择设定等。

图13的左侧所示的这些部件通过信号线与设置在该图右侧所示的操作部22中的控制电路57（另外，UPD线圈驱动单元59在操作部22内）连接，控制电路57进行这些部件的功能驱动控制和信号处理等。

控制电路57具有由对控制状态进行管理的CPU等构成的状态管理部81，该状态管理部81与保持（存储）各部的状态的状态保持存储器82连接。该状态保持存储器82具有作为控制信息存储单元的程序存储存储器82a，通过改写作为存储在该程序存储存储器82a内的控制信息的程序数据，即使在变更了图13所示的构成要素的情况下，状态管理部81（构成状态管理部81的CPU）也能够进行与该变更后的结构对应的控制（管理）。

并且，该状态保持存储器82或者至少程序保持存储器82a由例如非易失性且可电改写的快闪存储器或EEPROM（电可擦除只读存储器）等

构成，可通过状态管理部 81 简单地进行程序数据的变更。

通过例如信号线 71b，即通过以下的有线的收发单元 83，把程序数据的变更指令发送到状态管理部 81，通过从 AWS 单元 4 侧发送在该指令后改写的程序数据，进行程序数据的变更。并且，版本升级等也能通过信号线 71b 容易地进行。

并且，在该状态保持存储器 82 内，按以下所述，可以写入和保持与各内窥镜 3 固有的机型信息和使用状态对应的个体信息，并可有效利用该信息。具体地说，在状态保持存储器 82 内保持例如内窥镜 3 的机型信息（例如，CCD 25 的种类、插入部长度等信息），并保持根据内窥镜检查等的使用状况而不同的各内窥镜 3 的各自的个体信息（例如，使用时间（内窥镜检查的总计或累计使用时间）、洗涤次数、调整值、维护历史等信息），这些信息用于系统动作确定和向用户提供信息等。

并且，这些信息也能从内窥镜系统控制装置 5 或未作图示的洗涤装置等从外部进行编辑。

这样，通过兼备以往的内窥镜 ID 的功能来共享利用状态保持存储器 82，可有效使用内窥镜 ID 中具有的信息（数据）。

并且，由于具有该状态保持存储器 82，因而没有必要另外设置内窥镜 ID，与现有的内窥镜 ID 相比可实现高功能化，可进行更详细且合适的设定、调整、管理、处理等。

并且，该状态管理部 81（在本实施方式中）连接与 AWS 单元 4 进行有线通信的有线方式的收发单元 83（该收发单元 83 与图 2（B）对应，因而对其构成要素标注图 2（B）的符号来表示。然而，电连接器 15 在操作部 22 内是电磁耦合连接部 72a、72b，在管单元 19 的端部成为电连接器 74）。

并且，该状态管理部 81 通过控制照明的照明控制部 84，控制由该照明控制部 84 控制的 LED 驱动部 85。该 LED 驱动部 85 向 LED 56 施加使作为照明单元的 LED 56 发光的 LED 驱动信号。

通过该 LED 56 的发光，被照明的患部等被摄体通过安装在观察窗上的未作图示的物镜而成像在配置于其成像位置上的 CCD 25 的摄像面上，

由该 CCD 25 进行光电转换。

该 CCD 25 把通过来自状态管理部 81 控制的 CCD 驱动部 86 的 CCD 驱动信号的施加进行光电转换而蓄积的信号电荷作为摄像信号来输出。该摄像信号由 A/D 转换器(简称为 ADC)87 从模拟信号转换成数字信号,之后被输入到状态管理部 81,并且数字信号(图像数据)被存储在图像存储器 88 内。该图像存储器 88 的图像数据被发送到收发单元 83 的数据发送部 12'。

并且,从电连接器 15(在本实施方式中是传送单元 51b)经过管单元 19 内的信号线 73b 被传送到 AWS 单元 4 侧。而且,从 AWS 单元 4 被无线传送到内窥镜系统控制装置 5。上述 ADC 87 的输出信号被发送到亮度检测部 89,由亮度检测部 89 所检测出的图像的亮度信息被发送到状态管理部 81。状态管理部 81 根据该信息,通过照明控制部 84 进行调光控制,以使 LED 56 的照明光量达到合适亮度。

并且,状态管理部 81 进行通过角度控制部 91 控制致动器驱动部 92、通过该致动器驱动部 92 驱动角度用致动器(EPAM)27a 的管理。另外,该角度用致动器(EPAM)27a 的驱动量由编码器 27c 检测出,驱动量被控制成与对应于指示值的值一致。

并且,状态管理部 81 进行通过硬度可变控制部 93 控制致动器驱动部 94、通过该致动器驱动部 94 驱动硬度可变用致动器 54 的管理。另外,该硬度可变用致动器 54 的驱动量由编码器 54c 检测出,该驱动量被控制成与指示值对应的值。

并且,通过跟踪球位移检测部 95 向该状态管理部 81 输入来自设置在操作部 22 中的跟踪球 69 等的、与操作量对应的操作信号。

并且,由开关按压检测部 96 检测送气送水 SW、吸引 SW、内窥镜 SW 的接通等的开关按压操作,该检测出的信息被输入到状态管理部 81。EPAM 具有根据由外力引起的变形而产生电动势的特性,也可以把配置在进行驱动的 EPAM 的相反侧的 EPAM 用作编码器。

并且,控制电路 57 具有电源输送接收部 97 和电源产生部 98。电源输送接收部 97,具体地说,在操作部 22 中是电磁耦合连接部 72a。并且,

传送到电源产生部 98 的交流电源在该电源产生部 98 中被转换成直流电源。该电源产生部 98 相当于图 11 的电源电路 78。由电源产生部 98 所生成的直流电源向控制电路 57 内部的各部供给其工作所需要的电力。

图 14 示出内窥镜系统控制装置 5 中的图 8 的收发单元 101 和图像处理单元 116 的内部结构。

该内窥镜系统控制装置 5 具有例如无线方式的收发单元 101。从 AWS 单元 4 无线发送的图像信号等数据由天线部 13 取入，被发送到数据接收部 14，进行放大，之后进行解调处理。该数据接收部 14 的动作由数据通信控制部 11 控制，所接收的数据被依次存储在缓冲存储器 102 内。

该缓冲存储器 102 的图像数据被发送到进行图像数据处理的图像处理部 103。除了向该图像处理部 103 输入来自缓冲存储器 102 的图像数据之外，还通过键盘 104 的键输入而输入来自产生文字信息的文字生成部 105 的文字信息，可把文字信息附加在图像数据上等。

图像处理部 103 把输入的图像数据等发送到图像存储控制部 106，通过该图像存储控制部 106 把图像数据等临时存储在图像存储器 107 内，并记录在记录介质 158 内。

并且，图像存储控制部 106 读出临时存储在图像存储器 107 内的图像数据，发送到数字编码器 108，数字编码器 108 把图像数据编码成规定的影像方式，输出到 D/A 转换器（简称为 DAC）109。该 DAC 109 把数字影像信号转换成模拟影像信号。该模拟影像信号再经过行驱动器 110 从影像输出端被输出到观察监视器 6，在观察监视器 6 上显示与影像信号对应的图像。

并且，临时存储在图像存储器 107 内的图像数据被读出，被输入到 DV 数据生成部 111，由该 DV 数据生成部 111 生成 DV 数据，从 DV 数据输出端输出 DV 数据。

并且，在该内窥镜系统控制装置 5 内设置有影像输入端和 DV 数据输入端，把从影像输入端子所输入的影像信号经过行接收器 112 和 ADC 113 转换成数字信号而得到的影像信号，被数字解调器 114 解调，被输入到图像存储控制部 106。

并且,输入到 DV 数据输入端的 DV 数据被图像数据提取部 115 提取(解码)出图像数据,该图像数据被输入到图像存储控制部 106。

图像存储控制部 106 把从影像输入端或 DV 数据输入端输入的影像信号(图像数据)也临时存储在图像存储器 107 内,或者记录在记录介质 158 内,或者从影像输出端输出到观察监视器 6。

在本实施方式中,由内窥镜 3 的 CCD 25 所拍摄的图像数据和由 UPD 单元 76 所生成的 UPD 图像数据从 AWS 单元 4 侧被无线输入到内窥镜系统控制装置 5,内窥镜系统控制装置 5 把这些图像数据转换成规定的影像信号,输出到观察监视器 6。另外,内窥镜系统控制装置 5 也可以取代 UPD 图像数据而接收 UPD 线圈位置数据,在图像处理部 103 内生成 UPD 图像数据。

图 15 示出 AWS 单元 4 的内部结构。

从内窥镜 3 的控制电路 57 输入到内窥镜用的电连接器 43 的图像数据和开关等的操作数据被输出到收发单元 77 的数据通信控制部 11,与来自 UPD 单元 76 的 UPD 图像数据一起,从天线部 13 发送到内窥镜系统控制装置 5 的天线部 13。

另一方面,设置在内窥镜 3 的操作部 22 中的送气送水开关和吸引开关的操作等的 AWS 关联信息也被发送给送气送水控制部 122,该送气送水控制部 122 根据操作的信息,控制泵 65 和电磁阀单元 124 的动作。送气送水管 60b、61b 通过 AWS 适配器 42 与电磁阀单元 124 连接。并且,供水桶 48 与电磁阀单元 124 和 AWS 适配器 42 连接,并且吸引桶 49b 与 AWS 适配器 42 连接。

并且,AWS 单元 4 被供给商用电源,该商用电源通过绝缘变压器 126 被发送到电源输送输出部 127。该电源输送输出部 127 把与商用电源绝缘的交流电源从电连接器 43 提供给与该电连接器 43 连接的内窥镜 3 的电源线 73a。

通过与数据通信控制部 11 连接的电力输送控制部 128,控制上述电源输送输出部 127 的电力输送输出。

在具有本实施方式的内窥镜系统 1 中,在闭合了电源的情况下,在

观察监视器 6 上, 例如如图 16 (A) 所示显示各种图像。在该情况下, 除了显示患者信息等的信息显示区域 Rj、内窥镜图像的显示区域 Ri、UPD 图像的显示区域 Ru、保持图像的显示区域 Rf、以及角度形状的显示区域 Ra 以外, 还设置有菜单显示区域 Rm, 在菜单显示区域 Rm 显示菜单。另外, 由编码器 27c 检测角度用致动器 27a 的角度操作量, 角度形状的显示区域 Ra 显示该情况下的角度形状。

作为显示在菜单显示区域 Rm 内的菜单, 显示图 16 (B) 所示的主菜单。该主菜单不仅显示有内窥镜开关、角度灵敏度、插入部硬度、变焦、图像强调、送气量, 而且还显示有进行返回到前一菜单画面的操作指示的返回项目和进行菜单结束操作指示的结束项目。

并且, 当用户通过跟踪球 69 等的操作, 移动选择框而选择内窥镜开关的项目时, 该内窥镜开关的项目的框的显示变粗, 成为表示已被选择的显示, 而且通过按下跟踪球 69 进行确定操作, 如图 16 (C) 所示, 可选择设定分配给 5 个内窥镜开关 SW 1 至 SW 5 的功能。

下面, 对这种结构的内窥镜系统 1 的作用进行说明。

作为实施内窥镜检查前的准备, 首先使一次性使用型的管单元 19 侧的综合连接部 52 与内窥镜主体 18 的操作部 22 的连接部 51 连接。在该情况下, 形成电磁耦合连接部 72a、72b 的变压器 T1、T2 在相互绝缘且防水状态下电磁连接。通过该连接, 内窥镜 3 的准备完成。

然后, 把管单元 19 的内窥镜连接器 41 与 AWS 单元 4 的连接器 43 连接。该部分通过一次操作 (one touch) 连接, 通过一次连接动作完成各种管路、电源线、信号线、光连接。没有必要象以往的内窥镜系统那样每次都要分别进行各种管路的连接、电连接器的连接等。

并且, 用户把 AWS 单元 4 与 UPD 线圈单元 8 连接, 把内窥镜系统控制装置 5 与观察监视器 6 连接。并且, 根据需要, 使内窥镜系统控制装置 5 与图像记录单元 7 等连接, 这样, 内窥镜系统 1 的设置完成。

然后, 把 AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5 的电源接通。这样, AWS 单元 4 内的各部成为工作状态, 电源单元 75 成为可通过电源线 73a 等把电源供给到内窥镜 3 侧的状态。

参照图 17 和图 18 对该情况下的 AWS 单元 4 和内窥镜 3 的起动时的动作进行说明。

当图 15 所示的 AWS 单元 4 的电源单元 75 内的电力输送控制部 128 开始起动处理时,如图 17 所示,在最初步骤 S1,使电源输送输出部 127 的状态成为停止电力供给的状态,即,断开电力供给。

之后,在步骤 S2,使监视定时器接通,之后,如步骤 S3 所示,使电源输送输出部 127 的状态成为进行电力供给的状态,即,接通电力供给。电源输送输出部 127 处于电力供给状态,这样,该电力通过管单元 19 内的电源线 73a,再经过电磁耦合连接部 72a,向操作部 22 的控制电路 57 内的电源产生部 98 供给交流电力。

之后,如步骤 S4 所示,电力输送控制部 128 成为等待通过管单元 19 内的信号线 73b 从内窥镜 3 侧接收起动消息的状态。并且,电力输送控制部 128 在未接收到起动消息的情况下,如步骤 S5 所示进行监视定时器的时间是否用完的判断,在时间未用完的情况下,回到步骤 S4,在时间用完的情况下,回到最初步骤 S1。

另一方面,在步骤 S4,在时间用完前接收到起动消息的情况下,电力输送控制部 128 如步骤 S6 所示,关闭监视定时器的时间计量。然后,如步骤 S7 所示,发布继续消息,结束该起动处理。

另一方面,在内窥镜 3 的控制电路 57,交流电力被供给到电源产生部 98,这样,控制电路 57 内的动作所需要的电力被供给,开始起动处理。然后,图 13 所示的状态管理部 81 在最初的步骤 S11 等待电源产生部 98 的电源电压变稳定。

然后,在电源电压稳定的情况下,在下一步骤 S12,状态管理部 81 进行控制电路 57 各部的系统初始化。在该系统初始化后,如步骤 S13 所示,状态管理部 81 把起动消息通过收发单元 83、再经过管单元 19 内的信号线 73b 发送到电力输送控制部 128。

在发送该起动消息后,如步骤 S14 所示,状态管理部 81 成为等待从电力输送控制部 128 侧接收继续消息的状态,在接收到继续消息的情况下,结束起动处理。另一方面,在未接收到继续消息的情况下,如步骤

S15 所示, 状态管理部 81 在未达到重试结束条件(例如预先设定的重试次数的条件)的情况下, 回到步骤 S13, 再次发布起动消息, 在达到重试结束条件的情况下, 错误结束。

当上述起动处理正常结束时, 开始 CCD 25 的摄像, 用户可使用操作部 22 的操作单元进行送气送水、吸引、角度操作、硬度可变操作等。

根据图 19~图 22 对这些操作相关的代表性处理动作进行说明。图 19 示出摄像控制处理的动作内容。

如图 19 所示, 当摄像处理开始时, 如步骤 S21 所示, 内窥镜 3 进行摄像数据获取。具体地说, 在状态管理部 81 的管理(控制)下, LED 56 进行发光, 并且 CCD 驱动部 86 开始驱动 CCD 25 的动作, 由 CCD 25 所拍摄的摄像信号由 ADC 87 转换成数字信号(摄像数据)。该摄像数据(图像数据)被依次存储在图像存储器 88 内, 进行摄像数据获取。

所取得的图像数据如步骤 S22 所示被依次发送。从图像存储器 88 所读出的图像数据从收发单元 83 被有线发送到 AWS 单元 4, 从该 AWS 单元 4 的收发单元 77 被无线发送到内窥镜系统控制装置 5 侧, 在内窥镜系统控制装置 5 的内部被转换成影像信号, 显示在观察监视器 6 上。

并且, ADC 87 的摄像数据被输入到亮度检测部 89。如步骤 S23 所示, 该亮度检测部 89 进行摄像数据的亮度数据在合适的时间内的平均值的计算等, 进行摄像数据的亮度检测。

该亮度检测部 89 的检测数据被输入到例如状态管理部 81, 进行是否是指定亮度的判断(步骤 S24)。然后, 在是指定亮度的情况下, 结束摄像处理, 转移到下一摄像处理。

另一方面, 在步骤 S24, 状态管理部 81 在判断为不是指定亮度的情况下, 如步骤 S25 所示, 把照明光调整指示信号(控制信号)发送到照明控制部 84, 照明控制部 84 进行照明光量调整。例如, 照明控制部 84 进行使 LED 56 发光的驱动电流增大或减少等, 来进行照明光量调整。照明控制部 84 把该调整结果返回到状态管理部 81。

因此, 状态管理部 81 根据调整结果信息, 判断是否在照明控制部 84 可进行亮度调整的范围内。然后, 在照明控制部 84 的亮度调整范围内

的情况下, 不进行步骤 S27 的处理, 结束该摄像处理控制。另一方面, 在照明控制部 84 的亮度调整范围之外的情况下, 如步骤 S27 所示, 状态管理部 81 把 CCD 增益调整信号输出到 CCD 驱动部 86, 通过调整 CCD 25 的增益来进行摄像数据亮度调整。然后, 结束该摄像处理。

下面对图 20 的送气送水处理进行说明。如图 11 所示, 通常, 送气送水开关和吸引开关的功能被分配给操作部 22 中的跟踪球 69 的两侧。

当送气送水处理开始时, 如图 20 的步骤 S31 所示, 控制电路 57 的状态管理部 81 进行送气送水开关的状态数据获取。

对于送气送水开关的操作, 由图 13 所示的开关按压检测部 96 检测其操作, 通过被输入该检测结果信息, 状态管理部 81 进行送气送水开关的状态数据的获取。

然后, 如步骤 S32 所示, 状态管理部 81 判断送气送水开关的状态变化。在步骤 S32, 在判断为有送气送水开关的状态变化的情况下, 如步骤 S33 所示, 状态管理部 81 把与用户所操作的送气送水开关的指示对应的送气送水控制数据, 通过收发单元 83 发送到 AWS 单元 4 侧。

AWS 单元 4 中的送气送水控制部 122 根据该送气送水控制数据, 进行泵 65 和电磁阀单元 124 的控制动作。然后, 结束该送气送水处理动作。另一方面, 在步骤 S32, 在判断为没有送气送水开关的状态变化的情况下, 不进行步骤 S33 的处理, 结束该送气送水处理动作。另外, 由于吸引处理与送气送水处理大致相同, 因而省略该处理。

下面, 参照图 21 对角度操作控制处理进行说明。当角度控制处理开始时, 如步骤 S41 所示, 状态管理部 81 进行角度控制是否有效的判断。

在本实施方式中, 对于跟踪球 69, 根据该跟踪球 69 是否被按压, 状态管理部 81 如步骤 S41 所示, 进行角度控制是否有效的判断。具体地说, 状态管理部 81 可根据跟踪球位移检测部 95 的输出, 检测跟踪球 69 的位移操作和按压操作。另外, 当跟踪球 69 被按压时, 角度控制关闭。

状态管理部 81 根据跟踪球位移检测部 95 的输出, 进行角度控制是否有效的判断。

然后, 在判断为角度控制不是为有效的情况下, 转移到步骤 S45,

保持之前的指令值。另一方面，在判断为角度控制是有效的情况下，进到下一步骤 S42，状态管理部 81 取得基于跟踪球 69 的操作的状态数据。然后，在下一步骤 S43，状态管理部 81 根据跟踪球位移检测部 95 的输出，进一步进行是否有状态变化的判断。

在该情况下，状态管理部 81 在判断为没有状态变化的情况下，转移到步骤 S45，反之在判断为有状态变化的情况下，在下一步骤 S44，算出与跟踪球 69 的旋转方向和旋转量对应的指令值。

在步骤 S44 或 S45 的处理后，如步骤 S46 所示，状态管理部 81 把指令值通过角度控制部 91 发送到致动器驱动部 92，对角度用致动器进行伺服处理。

即，致动器驱动部 92 根据指令值，驱动角度用致动器，以便成为与该指令值对应的角度状态（弯曲角）。此时，使用编码器检测角度用致动器的角度状态，致动器驱动部 92 驱动角度用致动器，以使由该编码器检测出的值与指令值一致。这样，结束角度控制处理。

另外，在图 21 中，还示出了在步骤 S46 的伺服处理时，设置了在实施方式 2 中进行过说明的接触传感器的情况下的处理动作（步骤 S47 和 S48）。步骤 S47 和步骤 S48 的处理在实施方式 2 中进行说明。

下面参照图 22，对硬度可变操作的控制处理进行说明。该控制处理进行与图 21 基本相同的控制处理。

当硬度可变操作的控制处理开始时，如步骤 S51 所示，状态管理部 81 进行硬度可变控制是否有效的判断。

具体地说，如图 16 (B) 所示，利用主菜单，把插入部硬度分配给内窥镜开关 SW 1~SW 5，状态管理部 81 判断插入部硬度的内窥镜开关是否被按下而变得有效。然后，状态管理部 81 在判断为硬度可变控制不是为有效的情况下，移到步骤 S55，保持前一指令值。另一方面，在判断为硬度可变控制是有效的情况下，进到下一步骤 S52，状态管理部 81 取得基于跟踪球 69 的操作的状态数据。

然后，在下一步骤 S53，状态管理部 81 根据跟踪球位移检测部 95 的输出，进一步进行是否有状态变化的判断。

在该情况下，状态管理部 81 在判断为没有状态变化的情况下，移到步骤 S55，反之在判断为有状态变化的情况下，在下面的步骤 S54，算出与跟踪球 69 的旋转方向和旋转量对应的指令值。

在步骤 S54 或 S55 的处理后，如步骤 S56 所示，状态管理部 81 把指令值通过硬度可变控制部 93 发送到致动器驱动部 94，对硬度可变用致动器 54A 或 54B 进行伺服处理。

即，致动器驱动部 94 根据指令值驱动硬度可变用致动器 54A 或 54B，以便达到与该指令值对应的目标硬度。此时，使用编码器 54c 检测硬度可变用致动器 54A 或 54B 的硬度可变状态，致动器驱动部 94 驱动硬度可变用致动器 54A 或 54B，以使由该编码器 54c 检测出的值达到目标硬度。

在进行这种伺服处理当中的步骤 S57，硬度可变控制部 93 或状态管理部 81 通过致动器驱动部 94 进行是否是硬度可变用致动器 54A 或 54B 的可变范围内的判断，在脱离了该可变范围的情况下，结束该硬度可变控制处理。

并且，如果在步骤 S57 是硬度可变用致动器 54A 或 54B 的可变范围内的情况下，接下来在下一步骤 S58，硬度可变控制部 93 或状态管理部 81 进行是否达到了目标硬度的判断，在未达到目标硬度的情况下，回到步骤 S56，继续进行伺服处理。这样，在达到了目标硬度的情况下，结束硬度可变的控制处理。

并且，UPD 单元 76 通过 UPD 线圈单元 8，针对配置在内窥镜 3 的插入部 21 的内部的 UPD 线圈 58 检测位置，算出插入部 21 的插入形状，在观察监视器 6 的显示画面上显示插入部形状，即 UPD 图像。

图 23 (A) ~ (D) 分别以把右侧的菜单画面和左侧的 UPD 图像相对应的状态来表示，并显示为如下状态：用户通过菜单画面，使用与所设定的硬度对应的颜色，来显示在选择设定了硬度可变用致动器 54A、54B 的硬度时、设置在多个部位（在具体例中是 2 个部位）的硬度可变用致动器 54A、54B 的硬度部分，从而容易识别该部分的硬度。

图 23 (A) 示出主菜单的显示状态，并示出在该显示状态下用户选

择插入部硬度可变。在该情况下，对于 UPD 图像，由于处于选择插入部硬度可变之前，因而不加区别地显示硬度可变用致动器 54A、54B 的区间 A、B 与该区间 A、B 以外的部分。

如图 23 (B) 所示，当选择了插入部硬度可变时，显示针对 2 个部位的硬度可变用致动器 54A、54B 的区间 A、B 所设定的硬度的区间范围，该区间 A、B 成为用于把硬度从（柔软）软的状态设定为硬状态中的哪种硬度的硬度设定画面，当前硬度位置分别用圆圈表示。在该情况下，从软到硬分别用不同显示色显示。

因此，针对对应的 UPD 图像，使用与设定了硬度可变用致动器的硬度对应的显示色，来对硬度可变用致动器的部分进行彩色显示。在图 23 (B) 的状态下，硬度区间被设定为接近软的状态，在该情况下的 UPD 图像中的硬度可变用致动器 54A 和 54B 的区间 A、B 部分用黄色显示。

图 23 (C) 示出在图 23 (B) 的状态下，把例如硬度可变用致动器 54B 的区间 B 的硬度设定为中央附近的硬度的情况，该情况下的 UPD 图像中的硬度可变用致动器 54B 的区间 B 用绿色显示。

并且，图 23 (D) 示出在图 23 (B) 或图 23 (C) 的状态下，把例如硬度可变用致动器 54B 的区间 B 的硬度设定为硬（硬值）的硬度的情况，该情况下的 UPD 图像中的硬度可变用致动器 54B 的 B 用蓝色显示。

通过这样来进行显示，用户可自由设定硬度可变用致动器 54A、54B 的硬度，并且由于使用与所设定的硬度对应的显示色显示所设定的硬度可变用致动器 54A、54B 的区间 A、B 部分，因而用户可简单识别硬度可变用致动器 54A、54B 的硬度。

并且，由于利用 UPD 线圈 58 来显示插入部 21 的形状，因而手术者可容易进行插入部 21 的插入作业等。

下面，参照图 24 和图 25 对实现用户的遥控操作的人机接口的内窥镜 3 侧和内窥镜系统控制装置 5 侧的处理内容进行说明。另外，在图 24 和图 25 中，把人机接口简称为 HMI。

如图 24 所示，当人机接口处理开始时，状态管理部 81 等待角度有效开关断开。即，等待跟踪球 69 被按压而使角度有效开关断开。

然后，当角度有效开关断开时，如下一步骤 S62 所示，状态管理部 81 发出 GUI（图形用户界面）显示消息。该 GUI 显示消息从内窥镜 3 经由 AWS 单元 4 被无线发送到内窥镜系统控制装置 5 的系统控制单元 117 内的（控制用 CPU）。

状态管理部 81 在发出 GUI 显示消息后，在下一步骤 S63，处于等待从内窥镜系统控制装置 5 侧接收 GUI 显示完成消息的状态。然后，状态管理部 81 在不能接收该 GUI 显示完成消息的情况下，进到步骤 S64，进行是否符合重试结束条件的判断，在不符合重试结束条件的情况下，回到步骤 S63，反之在符合重试结束条件的情况下，出错结束。

在步骤 S63 的处理中，状态管理部 81 在接收到显示完成消息的情况下，移到步骤 S65，进行角度有效开关是否接通的判断。然后，状态管理部 81 在角度有效开关接通的情况下，如步骤 S66 所示，发出 GUI 结束消息。

该 GUI 结束消息与 GUI 显示消息的情况一样，从内窥镜 3 经由 AWS 单元 4 被无线发送到内窥镜系统控制装置 5。然后，在发出了该 GUI 结束消息后，状态管理部 81 在下一步骤 S67，处于等待从内窥镜系统控制装置 5 侧接收 GUI 显示结束消息的状态。然后，状态管理部 81 在接收到该 GUI 显示结束消息的情况下，结束该人机接口处理。

另一方面，状态管理部 81 在不能接收该 GUI 显示结束消息的情况下，进到步骤 S68，进行是否符合重试结束条件的判断，在不符合重试结束条件的情况下，回到步骤 S66，反之在符合重试结束条件的情况下，出错结束。

并且，在步骤 S65，角度有效开关未接通的情况下，移到步骤 S69 侧的菜单画面的处理，在该步骤 S69，状态管理部 81 根据跟踪球位移检测部 95 的输出判断是否有某阈值以上的变化量，从而判断是否有跟踪球 69 的状态变化。

然后，如步骤 S70 所示，状态管理部 81 在判断为有跟踪球 69 的状态变化的情况下，取得该跟踪球 69 的状态数据（变化数据）。

在该情况下，用户在图 16（B）的主菜单画面中，可使用与跟踪球

69 的操作对应地移动的光标，选择指示期望的项目的功能。

然后，如步骤 S71 所示，状态管理部 81 发送与用户进行的跟踪球 69 的操作对应的状态数据。该状态数据从内窥镜 3 与 CCD 25 的摄像数据同步地，作为分组数据经由 AWS 单元 4 被发送到内窥镜系统控制装置 5。在该状态数据发送后，回到步骤 S65 的处理。

在步骤 S69，状态管理部 81 在判断为没有跟踪球 69 的状态变化的情况下，如步骤 S72 所示，根据开关按压检测部 96 的检测输出判断是否有开关状态（开关 SW 1～SW 5）的变化。

在该步骤 S72，在判断为没有开关状态变化的情况下，回到步骤 S65，反之在判断为有开关状态变化的情况下，如步骤 S73 所示，状态管理部 81 取得开关按压状态数据，然后在下一步骤 S74 发送所取得的开关按压数据，回到步骤 S65 的处理。

另一方面，如图 25 所示，当人机接口处理开始时，内窥镜系统控制装置 5 的系统控制单元 117 的 CPU 在最初步骤 S81，处于等待从内窥镜 3 侧接收 GUI 显示消息的状态。该 CPU 等待通过图 8 或图 14 的收发单元 101 无线接收 GUI 显示消息。

然后，如步骤 S82 所示，该系统控制单元 117 的 CPU 当接收到 GUI 显示消息时，进行 GUI 显示的控制处理。即，CPU 对图像处理单元 116 执行 GUI 显示的控制。

在步骤 S82 的 GUI 显示处理后，如步骤 S83 所示，CPU 发出显示完成消息。CPU 通过收发单元 101 发送该显示完成消息。在下一步骤 S84，CPU 判断是否从内窥镜 3 侧接收到 GUI 结束消息。然后，CPU 在已接收到该 GUI 结束消息的情况下，在步骤 S85 进行结束 GUI 显示的处理，之后，在下一步骤 S86 发出 GUI 显示结束消息，之后，结束该人机接口处理。

在步骤 S84，CPU 在未接收到 GUI 结束消息的情况下，移到步骤 S87，进行跟踪球 69 的接收数据是否有变化的判断。该跟踪球 69 的接收数据的有无变化的判断是通过接收内窥镜 3 侧的跟踪球 69 的状态变化判断结果来进行的。然后，在接收数据有变化的情况下，如步骤 S88 所示，进

行跟踪球 69 的状态数据的获取。然后在下一步骤 S89, CPU 使光标移动与所取得的跟踪球 69 的状态数据(变化数据)对应的移动量。然后,回到步骤 S84 的处理。

并且,在步骤 S87 的处理中,在判断为跟踪球 69 的接收数据没有变化的情况下,CPU 如步骤 S90 所示,根据在内窥镜 3 侧上的判断结果的发送数据的已接收的接收数据,进行开关的接收数据是否有变化的判断。

然后,在判断为开关的接收数据有变化的情况下,如步骤 S91 所示,CPU 从来自内窥镜 3 侧的发送信息中取得开关按压状态数据。然后如步骤 S91 所示,CPU 进行被分配给被进行了开关按压的开关来执行功能的处理,回到步骤 S84 的处理。并且,在步骤 S90,即使在开关的接收数据没有变化的情况下,也回到步骤 S84 的处理。

根据本实施方式中的形成进行这种动作的内窥镜系统 1 的内窥镜 3,可将该内窥镜 3 在操作部 22 中分离成内窥镜主体 18 和管单元 19,通过对管单元 19 侧采用一次性使用型,可容易进行内窥镜主体 18 的洗涤、灭菌等。

即,与在管单元 19 上一体形成有对应的通用电缆的现有例的情况相比,内窥镜主体 18 中的送气送水管路 60a 和吸引管路 61a 可短得多,因此容易进行洗涤和灭菌。

并且,在该情况下,在管单元 19 上一体形成有对应的通用电缆的现有例的情况下,通用电缆从操作部 22 起弯曲地连设,而在本实施方式中,在操作部 22 的连接部 51 中,成为有若干弯曲的管路连接部 51a,其他部分成为呈大致直线状延伸的送气送水管路 60a 和吸引管路 61a,因而可容易且以短时间进行管路内的洗涤和灭菌以及干燥等的处理。因此,可利用很短的时间设定为可进行内窥镜检查的状态。

并且,在本实施方式中,由于具有不通过所谓的金属电极之间的连接的连接单元来使内窥镜主体 18 和管单元 19 拆装自如,因而即使对内窥镜主体 18 重复进行洗涤和灭菌,也不发生触点的导通不良等,可提高可靠性。

并且,在本实施方式中,采用以下构成:在操作部 22 设置角度操作

单元、送气送水操作单元、吸引操作单元、硬度可变单元、保持操作单元、释放操作单元等多个操作单元，并且使用设置在操作部 22 内的控制电路 57 对这些操作单元进行集约（集中）控制。并且，该控制电路 57 对于射出用于进行摄像的照明光的发光单元和进行摄像的摄像单元，也与上述操作单元一起进行集约控制。

这样在本实施方式中，由于采用以下构成：使用设置在操作部 22 内部的控制电路 57 对设置在内窥镜主体 18 内的各种功能进行集约控制，并且对与内窥镜主体 18 连接的 AWS 单元 4 以及进行无线信息收发的内窥镜系统控制装置 5 的操作单元的各种功能进行集约控制，因而用户（更具体地说是手术者）可使用设置在操作部 22 内的各种操作单元自由进行各种操作，可大幅提高操作性。

特别是在本实施方式中，由于通过在操作部 22 内设置进行集约控制的控制电路 57，对由 CCD 25 拍摄所得的图像数据、以及操作单元的各种信号进行分组化等，从该控制电路 57 通过 1 对信号线 71b 共同进行传送，因而可削减电信号线的根数（具体地说，传送信号的信号线可削减为 2 根，以及输送电力的电源线可削减为 2 根。并且，如果共用信号线和电源线各自的其中一根，整体就可为 3 根）。

因此，也能削减需要插通于在操作部 22 中的连接部内连接的管单元 19 内的信号线的根数，可使管单元 19 侧为一次性使用。

并且，通过削减插通在管单元 19 内的信号线的根数，可使管单元 19 细径化和容易弯曲，可提高在用户进行操作的情况下的操作性。

另外，作为本发明的第 1 实施方式的内窥镜系统的变形例，可以采用图 26 所示结构的内窥镜系统 1B。

该内窥镜系统 1B 采用以下结构：在图 4 所示的内窥镜系统 1 中，把 AWS 单元 4 收纳在设置于检查床 2 的上端面的凹部内。

在该 AWS 单元 4 中的例如上表面设置有图 8 所示的无线的收发单元 77。并且，在该 AWS 单元 4 收纳于凹部内的情况下，在露出到外部的前表面设置有内窥镜连接器 40，可使内窥镜 3 的内窥镜连接器 41 拆装自如地连接。

其他构成与图 4 的情况相同。在该构成的情况下，在使用内窥镜 3 进行内窥镜检查等的情况下，由于在检查床 2 上安装有 AWS 单元 4，因而即使不将从内窥镜 3 延伸的管单元 19 拉得很长，也能与 AWS 单元 4 连接，可对手术者提供容易操作的环境。此外还具有与图 4 的内窥镜系统 1 的情况相同的效果。

下面对本发明的第 2 实施方式进行说明。

图 27 是透视示出本发明的第 2 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的内部构成要素的一部分的侧视图，图 28 是示出前述第 2 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的透明度传感器的要部立体图，图 29 是示出前述第 2 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的电结构的方框图。

如图 27 所示，本实施方式中的内窥镜 3B 不设置与第 1 实施方式中的内窥镜 3 的信号线 71b 相当的单元，使用设置在操作部 22 内的天线部 141，与 AWS 单元 4 无线收发 CCD 25 的摄像数据和各种数据等。即，在第 1 实施方式中的内窥镜中，由作为共同的信号传送单元的信号线 71b 承担有线方式的各种信号，而在第 2 实施方式中，对于无线方式的各种信号，采用形成共同的信号传送单元的天线部 141。

因此，本实施方式的内窥镜主体 18 的操作部 22 的连接部 51 采用不具有上述第 1 实施方式中的与信号线 71b 连接的电磁耦合连接部 72b 的构成。管单元 19 侧也采用未插通有（图 9 的情况下的管单元 19 中的）信号线 73b 的结构。

因此，在管单元 19 内插通有送气送水管路 60b 和吸引管路 61b 以及电源线 73a。因此，连接器 41 中的电连接器 74' 仅具有电源线 73a 的连接部。

根据本实施方式，管单元 19 内的结构由于与第 1 实施方式相比可简化，因而也能实现低成本化，管单元 19 可更适合于一次性使用。

并且，在本实施方式中，在前端部 24 的外周面设置有接触传感器 142，该接触传感器 142 通过信号线与控制电路 57 连接。并且，在进行角度操作的情况下，此时，根据接触传感器 142 的检测结果进行限制弯曲部 27 弯曲的控制。通过进行该控制，弯曲部 27 减轻施力，以便不

对体腔内的内壁施加不必要的力，例如在体腔内插入插入部 21 时，减轻使患者受到的痛苦，可进行顺利插入。

并且，在本实施方式中，在插入部 21 的长度方向的途中的合适部位设置了对送气送水管路 60a 和吸引管路 61a 中的内部流体的透明度进行检测的透明度传感器 143，该透明度传感器 143 的检测信号被送到控制电路 57。另外，在本第 2 实施方式中，采用不配置第 1 实施方式中的 UPD 线圈 58 的构成。

图 28 示出透明度传感器 143 的洗涤程度检测作用的说明图。

如图 28 (A) 所示，在由透明管形成的送气送水管路 60a (吸引管路 61a 也一样) 的外周，将光反射器 144 和反射板 145 配置成对置，形成透明度传感器 143。

然后，如图 28 (B) 所示，构成光反射器 144 的发光元件的光射出到反射板 145 侧，由反射板 145 所反射的反射光由构成光反射器 144 的受光元件接收。

在该情况下，实际上，由于在光反射器 144 和反射板 145 之间配置有由透明管形成的送气送水管路 60a 等透射率检测体 146，因而在使透明的洗涤液流过送气送水管路 60a 的内侧来洗涤了送气送水管路 60a 的内壁侧的情况下，当内壁面处于干净状态时，由光反射器 144 的受光元件接收的光量增大，可检测出洗涤情况。

因此，可使用该功能定量检测送气送水管路 60a 的内壁面和吸引管路 61a 的内壁面的洗涤程度。

另外，在该情况的说明中，以在使用洗涤液进行洗涤的情况下的作用进行了说明，然而在内窥镜检查中等，通过参照透明度传感器 143 的检测输出，也能知道送气送水管路 60a 的内壁面和吸引管路 61a 的内壁面的污浊情况。

图 29 示出在本实施方式中的内窥镜 3B 的情况下的电气系统的构成。

在本第 2 实施方式中，与第 1 实施方式相比，在前端部 24 还设置有接触传感器 142，通过根据该接触传感器 142 的检测输出进行接触检测的接触传感器检测部 147 与状态管理部 81 连接。

并且,在例如插入部 21 的软性部内还设置有透明度传感器 143,通过根据该透明度传感器 143 的检测输出来检测透明度的透明度检测部 148 与状态管理部 81 连接。

并且,在本实施方式中,采用以无线方式进行收发的收发单元 149 而取代图 13 中的使用有线方式的收发单元 83。在第 1 实施方式中,输入到 AWS 单元 4 的电连接器 43 的图像数据和开关等的操作数据,在内窥镜系统控制装置 5 的数据通信控制部 11 中,与第 1 实施方式一样全部接收。

并且,在 AWS 单元 4 的数据通信控制部 11 中,在仅接收了送气送水开关和吸引开关的操作等的 AWS 关联信息后,送到送气送水控制部 122,控制泵 65 和电磁阀单元 124。另外,在本实施方式中,采用不设置 UPD 线圈 58 的构成。

在本第 2 实施方式中,状态管理部 81 在进行对角度操作的角度操作控制的情况下,如图 21 所示,在步骤 S46 的伺服处理开始当中,状态管理部 81 如步骤 S47 所示,通过接触传感器检测部 147 取入接触传感器 142 的检测结果,从而进行前端部 24 是否以适度值以上的压力与体腔内的内壁等接触的检测(判断)。

然后,状态管理部 81 在判断为不是以适度值以上的压力接触的情况下,进到下一步骤 S48,根据编码器的检测值判断是否到达与角度指令值对应的目标位置,在未到达目标位置的情况下,回到步骤 S46,反之在到达目标位置的情况下,结束对该角度操作的控制处理。

另一方面,在步骤 S47,状态管理部 81 在判断为以适度值以上的压力接触的情况下,不进行下一步骤 S48 的处理,结束对角度操作的控制处理。

这样,在进行了角度操作的情况下,状态管理部 81 进行控制处理,以使弯曲部 27 弯曲到与该角度操作的指令值对应的目标位置,而在前端部 24 以设定值以上的压力与体腔内的内壁等接触的情况下,抑制进一步弯曲。

因此,在用户把插入部 21 插入在体腔内的情况下,即使在沿着弯曲

的管路内插入而进行了角度操作的情况下，也能避免以设定值以上的压力进行接触，因而可进一步减轻使患者受到的痛苦，并可进行顺利插入。

另外，可以控制成，根据接触传感器 142 的检测输出，进一步变更硬度可变用致动器的硬度。

本第 2 实施方式中的其他作用和效果与第 1 实施方式 1 大致相同。

下面对本发明的第 3 实施方式进行说明。

图 30 是透视示出本发明的第 3 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的内部构成要素的一部分的侧视图。

如图 30 所示，本第 3 实施方式中的内窥镜 3C 与上述第 2 实施方式一样不设置上述信号线 71b，取而代之设置天线部 141，使用该天线部 141 进行信号数据收发，并且也不再设置电源线 71a，在操作部 22 内设置电池 151、以及与其连接的充电电路 152 和非接触充电用线圈 153。

本第 3 实施方式中的操作部 22 的连接部 51 配备具有送气送水连接器和吸引连接器的管路连接部 51a。

因此，本第 3 实施方式中的与内窥镜主体 18 拆装自如地连接的管单元 19 采用以下结构：不像上述第 1 实施方式那样设置电源线 73a 和信号线 73b，而插通有送气送水管路 60b 和吸引管路 61b。

上述电池 151 由锂电池等可充电的二次电池构成，该电池 151 通过充电电路 152，与内置在接近操作部 22 的外表面的部分中的水密结构的非接触充电用线圈 153 连接。并且，在内置有该非接触充电用线圈 153 的部分的外表面，将未作图示的非接触供电用线圈对置配置，通过把交流电流供给到该非接触供电用线圈，可给电池 151 充电。

即，通过把交流电力供给到配置在操作部 22 的外表面侧的非接触供电用线圈，可把交流电力通过电磁耦合非接触地传递到操作部 22 内部的非接触充电用线圈 153。该交流电力再由充电电路 152 转换成给电池 151 充电的直流电压，被供给到电池 151，电池 151 被充电。

在本第 3 实施方式中，如在第 1 实施方式中所说明的那样，由于作为照明单元采用 LED 56，因而与使用灯的情况相比可大幅降低消耗电力，而且由于作为摄像元件采用（内置增益可变功能的）超高灵敏度的 CCD

25, 因而即使在照明光量小的状态下也能取得充分亮的图像。因此, 即使在采用了电池 151 的情况下, 也能进行比现有例长得多的时间的内窥镜检查。并且, 电池 151 与现有例的情况相比也能采用小型、轻量的电池, 可使操作部 22 轻量化, 确保良好操作性。

本第 3 实施方式中的内窥镜 3C 的内部电气系统的结构为, 在图 29 中, 去除了接触传感器 142 和透明度传感器 143 等, 并且电源输送接收部 97 置换成电池 151 以及与其连接的充电电路 152 和非接触充电用线圈。因此, 省略其附图。

根据本第 3 实施方式, 管单元 19 仅包含管路系统, 采用更适合于一次性使用型的构成。并且, 在进行再利用的情况下, 由于管单元 19 内没有电线, 因而也容易再利用。并且, 根据本第 3 实施方式, 在不使用管路系统的情况下, 也能将管单元 19 从内窥镜主体 18 上取下来使用。即, 在该情况下, 由于可不需要管单元 19, 因而可消除管单元 19 成为操作障碍的情况, 可提高操作性。

其他作用和效果与在第 1 实施方式或第 2 实施方式中所说明的情况大致相同。

下面对本发明的第 4 实施方式进行说明。

图 31 是透视示出本发明的第 4 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的内部构成要素的一部分的侧视图, 图 32 是示出前述第 4 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的电池单元和周边部的结构的主要部侧视图以及示出电路部和该电池单元相关的充电部的结构的电路图。

如图 31 所示, 本第 4 实施方式中的内窥镜 3D 配置了电源电路 161, 取代在第 3 实施方式中的内窥镜 3C 中的操作部 22 内安装的电池 151 和充电电路 152。并且, 采用以下结构: 使非接触供电用线圈 162 与该电源电路 161 连接, 在操作部 22 中的与内置该非接触供电用线圈 162 的部分对置的位置上形成凹部 163, 可在该凹部 163 内拆装自如地安装非接触型的电池单元 164。

图 32 (A) 示出电池单元 164 附近的放大图, 图 32 (B) 示出图 32 (A) 中的内部构成, 图 32 (C) 示出使充电装置 165 与电池单元 164 连

接、通过充电装置 165 给电池 166 充电的电路构成。

如图 32 (A) 所示, 在设置于操作部 22 内的凹部 163 内安装的、具有水密结构的外装壳体的电池单元 164 内, 在与电源电路 161 侧的非接触供电用线圈 162 对置的部分, 配置有非接触供电用线圈 167, 该非接触供电用线圈 167 通过电源电路 168 与电池 166 连接。

如图 32 (B) 所示, 非接触供电用线圈 167 与构成电源电路 168 的切换电路 169 和充电电路 170 连接, 并且, 切换电路 169 和充电电路 170 与作为对磁性(磁场)作出感应而接通/断开的磁感应开关的导线开关 171 和 172 分别连接。该电池单元 164 被收纳在外装壳体内, 采用防水结构。

并且, 与另一非接触供电用线圈 162 连接的电源电路 161 是与例如图 12 所示相同的构成。传递到非接触供电用线圈 162 的交流电力由整流用二极管 D 整流, 经过平滑用电容器去除脉动电流分量来进行平滑化, 被输入到 3 端子电源用 IC 79, 由该 3 端子电源用 IC 79 转换成规定的电压值。

由该电源电路 161 所生成的规定的电压值的直流电力被供给到控制电路 57 的各部。

并且, 在操作部 22 内的与导线开关 171 对置的附近位置配置有磁铁 174, 如图 32 (A) 所示, 当在凹部 163 内安装有电池单元 164 时, 利用该磁铁 174 的磁性使导线开关 171 接通。

另一方面, 在另一导线开关 172 侧也配置有磁铁 175, 然而由于该磁铁 175 的磁性不作用于导线开关 172, 磁通朝向导线开关 172 的侧方, 因而导线开关 172 断开(磁铁 175 如图 32 (C) 所示用于控制充电装置 165 侧)。

因此, 电池 166 的电力被供给到切换电路 169, 该切换电路 169 进行切换动作, 通过该切换动作进行了切换的脉冲(交流)电流通过非接触供电用线圈 167 被传递到与该非接触供电用线圈 167 非接触地进行电磁耦合的非接触供电用线圈 162 侧。

然后, 由与该非接触供电用线圈 162 连接的电源电路 161 生成规定的电压值的直流电源。

并且,给该电池单元 164 的电池 166 充电的充电装置 165 是图 32(C)所示的电路构成。

来自交流电源的交流电力经过 EMI 滤波器 181 被输入到整流/平滑电路 182,被转换成进行了平滑化的直流电力,之后被供给到充电控制电路 183,该充电控制电路 183 与切换电路 169 大致一样,为了进行充电控制而进行切换动作等。非接触供电用线圈 184 与该充电控制电路 183 的输出端连接,由充电控制电路 183 进行了切换的交流电力通过非接触供电用线圈 184 被供给到非接触供电用线圈 167 侧。

并且,导线开关 185 与充电控制电路 183 连接,通过在设置于该充电装置 165 内的凹部内安装电池单元 164,对设置在电池单元 164 侧的磁铁 175 的磁性作出反应,使导线开关 185 接通。并且,通过设置在充电装置 165 侧的磁铁 186,可使与充电电路 170 连接的导线开关 172 接通。

因此,在该情况下,充电控制电路 183 处于动作状态,进行切换动作,把交流电力从非接触供电用线圈 184 供给到非接触供电用线圈 167 侧。供给到该非接触供电用线圈 167 侧的交流电力由充电电路 170 转换成给电池 166 充电的直流电压,而给电池 166 充电。

并且,充电控制电路 183 通过对从非接触供电用线圈 184 供给到非接触供电用线圈 167 侧的电流等进行监视,根据该值检测出电池 166 的充电状态,在达到了规定的充电状态的情况下,停止交流电力供给,使未作图示的 LED 等亮灯来告知充电完成。

这样根据本第 4 实施方式,通过在内窥镜主体 18 上安装拆装自如的电池单元 164,可使用设置在操作部 22 内部的控制电路 57 进行集约控制动作。

并且,在该电池单元 164 中的电池 166 的电已消耗的情况下或者减少的情况下,如图 32(C)所示,通过把该电池单元 164 非接触地安装在充电装置 165 上,可给该电池 166 充电。

根据本实施方式,由于在管单元 19 内不插通电信号线即可,因而可使管单元 19 更加低成本化,可实现更适合于一次性使用型的管单元 19。并且,可使管单元 19 自身细径化,可提高在操作部 22 时的操作性。

并且,根据本实施方式,在不需要送气送水操作和吸引操作的情况下,如在第3实施方式中所说明的那样,也能将管单元19侧从内窥镜主体18上取下来使用。

另外,将上述各实施方式等进行部分组合等而构成的实施方式等也属于本发明。并且,对各实施方式进行了变更的变形例也属于本发明。例如,使管单元19的连接部比抓持部68或操作部22更偏向插入部21的基端(后端)侧等,进行变形的构成也基本上属于本发明。

下面对本发明的第5实施方式进行说明。

图33是透视示出本发明的第5实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的内部构成要素的一部分的侧视图,图34是示出前述第5实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的插入部前端侧的结构要部放大剖面图,图35是示出前述第5实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的光学按压量检测单元的概略结构的图。而且,图36是示出前述第5实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的电结构的方框图,图37是示出前述第5实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的角度操作的控制处理的流程图。

由于本第5实施方式中的内窥镜的基本结构与前述第1实施方式相同,因而这里仅对差异部分进行说明,对在附图中相同的构成要素附上相同符号,省略说明。

如图33和图34所示,本第5实施方式中的内窥镜3,在设置于插入部21的前端部24上的照明窗的内侧,安装有例如发光二极管(简称为LED)56作为照明单元,该LED56的照明光通过一体安装在该LED56上的透镜而射出到前方。在该透镜的前方配置有透明的光学元件161,照明光经过该光学元件161和配置在该光学元件161前方的照明透镜162射出到前方,对患部等被摄体照明。

在本第5实施方式中,在该光学元件161的周边部形成有光分支部163。图35(A)示出从LED56侧观察该光学元件161的概略图。即,在光学元件161的周边部设置具有将光分支成透射光和反射光的功能的棱镜或分光器,形成光分支部163。

然后,在通过光分支部163而成为反射光的行进路线的侧面,配置

有作为导光构件的光纤 164a、164b、164c、164d 的一端，光纤 164a、164b、164c、164d 的另一端固定在设置于例如前端部 24 的前端面的上下、左右的各角部上的按压变形构件 165a、165b、165c、165d 的内部（在附图中未全部示出）。

按压变形构件 165i ($i=a\sim d$) 是例如大致球形状，由根据按压量而变形、并且具有适度的反射特性的氨基甲酸乙酯等形成。并且，在按压变形构件 165i ($i=a\sim d$) 内固定有与光纤 164i 成对的光纤 166i 的一个端部，该光纤 166i 的另一端部配置在如下位置：与构成进行光检测的光检测元件阵 167 的光检测元件要素对置的位置（另外，在附图中仅示出光检测元件阵 167）。

然后，当按压变形构件 165i 被按压而变形时，在按压变形构件 165i 内由光纤 164i 导光的光的反射特性发生变化，入射到光纤 166i 的光量发生变化。因此，当按压变形构件 165i 被按压而变形时，通过光纤 166i 由光检测元件阵 167 的光检测元件检测出的电信号的强度（信号电平）也发生变化。另外，光检测元件阵 167 通过信号线与控制电路 57 连接。

并且，控制电路 57 利用光检测元件阵 167 的输出，根据其输出变化量是否在基准值以上，来进行是否有规定值以上的按压力作用的判断。然后，在对弯曲部 27 进行弯曲驱动的情况下，在判断为输出变化量在基准值以上进行变化的情况下，形成限制该弯曲驱动的限制单元。另外，该动作在后面进行详述。

另外，在图 35 (A) 中，在光学元件 161 的下侧使光分支部 163 形成得细长，然而如图 35 (B) 所示，也可以在光学元件 161 的 4 个角形成光分支部 163a、163b、163c、163d。这样，容易进行向配置在弯曲部 27 中的上下、左右的各位置上的按压变形构件 165i 的导光。

并且，在图 35 (B) 的构成的情况下，由于仅利用照明光中的周边侧的一部分，因而对被摄体侧照明的照明光几乎不减少，可进行按压量检测。

这样，形成利用照明光的一部分光来对作用于前端部 24 的上下、左右的各角部的按压量进行光学检测的按压检测单元（在图 15 中进行简化

而使用接触传感器 142)。

另外,该 LED 56 可以是产生白色光的 LED,也可以使用产生红(R)、绿(G)、蓝(B)的各波长域的光的 R 用 LED、G 用 LED 以及 B 用 LED。作为形成照明单元的发光元件,不限于 LED 56,也可使用 LD(激光二极管)等来形成。

并且,在与该照明窗相邻设置的观察窗上安装有物镜 169,在其成像位置上配置有内置了增益可变功能的 CCD 25,形成对被摄体进行摄像的摄像单元。本实施例中的 CCD 25 将增益可变功能内置在 CCD 元件自身内,由于借助增益可变功能可使 CCD 输出信号的增益容易地变到数百倍左右,因而即使在 LED 56 的照明光下,也能得到 S/N 下降少的亮图像。并且,由于 LED 56 与灯的情况相比发光效率良好,因而可抑制 LED 56 附近的温度上升。

一端分别与 LED 56 和 CCD 25 连接、插通在插入部 21 内的信号线的另一端,与设置在例如操作部 22 内部、进行集中控制处理(集约控制处理)的控制电路 57 连接。并且,在插入部 21 内,沿着其长度方向以规定间隔配置有多个 UPD 线圈 58,与各 UPD 线圈 58 连接的信号线通过设置在操作部 22 内的 UPD 线圈驱动单元 59,与控制电路 57 连接。

并且,如图 36 所示,状态管理部 81 通过控制照明的照明控制部 84,控制由该照明控制部 84 控制的 LED 驱动部 85。该 LED 驱动部 85 把使作为照明单元的 LED 56 发光的 LED 驱动信号施加给 LED 56。

利用该 LED 56 的发光所照明的患部等被摄体通过安装在观察窗上的物镜 169,成像在配置于其成像位置上的 CCD 25 的摄像面上,由该 CCD 25 进行光电转换。

该 CCD 25 把通过来自状态管理部 81 控制的 CCD 驱动部 86 的 CCD 驱动信号的施加,而进行光电转换并蓄积的信号电荷作为摄像信号输出。该摄像信号由 A/D 转换器 87 从模拟信号转换成数字信号,之后被输入到状态管理部 81,并且数字信号(图像数据)被存储在图像存储器 88 内。该图像存储器 88 的图像数据被送到收发单元 83 的数据发送部 12'。

然后,图像数据从电连接器 15 经过管单元 19 内的信号线 73b 被传

送到 AWS 单元 4 侧。然后，从 AWS 单元 4 被无线传送到内窥镜系统控制装置 5。

上述 ADC 87 的输出信号被送到亮度检测部 89，由亮度检测部 89 所检测出的图像的亮度信息被送到状态管理部 81。状态管理部 81 根据该信息，通过照明控制部 84 进行调光控制，以使 LED 56 的照明光量达到合适亮度。

另外，如以下说明那样，在进行光学按压量检测动作的情况下，上述调光控制使 LED 56 的照明光量保持恒定，取得基于 CCD 25 的增益可变的合适亮度的图像。

如上所述在本实施方式中，在前端部 24 的外周面设置有接触传感器 142，该接触传感器 142 通过根据其检测输出进行接触检测（按压检测）的接触检测部（按压检测部）147，与状态管理部 81 连接。

然后，状态管理部 81 在进行了角度操作的情况下，根据此时接触传感器 142 的检测结果进行限制弯曲部 27 的弯曲的控制。通过进行该控制，弯曲部 27 减轻力，以便不对体腔内的内壁施加不必要的力，例如在体腔内插入插入部 21 时，减轻使患者受到的痛苦，可进行顺利插入。

并且，状态管理部 81 通过角度控制部 91 控制致动器驱动部 92，进行通过该致动器驱动部 92 驱动角度用致动器（EPAM）27a 的管理。另外，由编码器 27c 检测该角度用致动器（EPAM）27a 的驱动量，驱动量被控制成与对应于指示值的值一致。

下面，对根据这种结构的本第 5 实施方式的内窥镜的作用进行说明。

在本实施方式中，如以下说明那样，把光学按压量检测单元的输出用于角度操作，可顺利进行插入部 21 的插入作业等。

这里，参照图 37 对角度操作控制处理进行说明。

当角度控制处理开始时，与上述第 1 实施方式一样，如步骤 S41 所示，状态管理部 81 进行角度控制是否有效的判断。

在本实施方式中，对于跟踪球 69，根据该跟踪球 69 是否被按压，状态管理部 81 如步骤 S41 所示，进行角度控制是否有效的判断。具体地说，状态管理部 81 可根据跟踪球位移检测部 95 的输出，检测跟踪球 69

的移位操作和按压操作。另外，当跟踪球 69 被按压时，角度控制被关闭。

状态管理部 81 根据跟踪球位移检测部 95 的输出，进行角度控制是否有效的判断。

然后，在判断为角度控制不是为有效的情况下，移到步骤 S45，保持前一指令值。另一方面，在判断为角度控制是有效的情况下，进到下一步骤 S42，状态管理部 81 取得基于跟踪球 69 的操作的状态数据。然后，在下一步骤 S43，状态管理部 81 根据跟踪球位移检测部 95 的输出，进一步进行是否有状态变化的判断。

在该情况下，状态管理部 81 在判断为没有状态变化的情况下，移到步骤 S45，反之在判断为有状态变化的情况下，在下一步骤 S44，算出与跟踪球 69 的旋转方向和旋转量对应的指令值。

在步骤 S44 或 S45 的处理后，如步骤 S46 所示，状态管理部 81 把指令值通过角度控制部 91 送到致动器驱动部 92，对角度用致动器 27a 进行伺服处理。

即，致动器驱动部 92 根据指令值，驱动角度用致动器，以便成为与该指令值对应的角度状态（弯曲角）。

并且，在该步骤 S46 的伺服处理开始当中，状态管理部 81 如步骤 S47 所示，通过接触传感器检测部 147 取入接触传感器 142 的检测结果，从而进行前端部 24 是否以适度值以上的压力与体腔内的内壁等接触的检测（判断）。

然后，状态管理部 81 在判断为不是以适度值以上的压力接触的情况下，进到下一步骤 S48，根据编码器 27c 的检测值判断是否到达与角度指令值对应的目标位置，在未到达目标位置的情况下，回到步骤 S46，反之在到达目标位置的情况下，结束对该角度操作的控制处理。

另一方面，在步骤 S47，状态管理部 81 在判断为以适度值以上的压力接触的情况下，不进行下一步骤 S48 的处理，结束对角度操作的控制处理。

这样，在进行了角度操作的情况下，状态管理部 81 进行控制处理，以使弯曲部 27 弯曲到与基于该角度操作的指令值对应的目标位置，然而

在前端部 24 以设定值以上的压力与体腔内的内壁等接触的情况下，控制成抑制进一步弯曲。

因此，在用户把插入部 21 插入到体腔内的情况下，即使在希望沿着弯曲的管路内插入而进行了角度操作的情况下，也能避免以设定值以上的压力接触，因而可进一步减轻使患者受到的痛苦，并可进行顺利插入。

根据形成进行这种动作的内窥镜系统 1 的本实施例的内窥镜 3，由于形成使用从照明窗射出的照明光中的周边侧的一部分光来进行按压量检测（接触检测）的单元，因而可有效利用照明光，供顺利进行插入作业等利用。

下面，对本发明的第 6 实施方式进行说明。

图 38 是示出本发明的第 6 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的插入部前端侧结构的要部放大剖面图，图 39 是示出前述第 6 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜插入部前端侧结构的第 1 变形例的要部放大剖面图，图 40 是示出前述第 6 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜插入部前端侧结构的第 2 变形例的要部放大立体图，图 41 是示出前述第 6 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜插入部前端侧结构的第 2 变形例的要部放大剖面图，图 42 是示出图 41 中的 D-D' 线剖面的要部放大剖面图。

在前述第 5 实施方式中的内窥镜 3 中，在前端部 24 的周缘的上下、左右的各位置上设置了接触传感器 142a~142d，然而在本第 6 实施方式的内窥镜 3B 中，在弯曲部 27 的后端附近以及弯曲部 27 的后方侧的位置上还设置了接触传感器 171a~171d、172a~172d。

以下对前述接触传感器 171a~171d 进行说明。

在弯曲部 27 的后端附近的内部配置有 LED 173 和光检测元件阵 174，LED 173 的光由光纤 175i 引导到按压变形构件 176i 内，并且在该按压变形构件 176i 内配置有成对的光纤 177i 的一端。并且，由该光纤 177i 所检测的光分别由光检测元件阵 174 接收。

LED 173 和光检测元件阵 174 通过信号线与控制电路 57 连接。由于接触传感器 172a~172d 也是相同构成，因而省略其说明。

在本实施方式中，可检测前端部 24 的周缘部（具体地说是上下左右

的位置)与体腔内壁接触而被按压变形的状态,并且还能检测在弯曲部27的后端附近的外周面的上下左右各位置的按压变形状态、以及在弯曲部27的后方侧的外周面的上下左右各位置的按压变形状态。

在本实施方式中,在把接触传感器142a~142d、171a~171d、172a~172d的检测输出输入到控制电路57,使弯曲部27弯曲的情况下,通过在检测出按压量时限制向被检测出按压量的侧的弯曲,可进行顺利插入等。

在本第6实施方式中,与第5实施方式一样,由于除了在前端部24设置了接触传感器142a~142d,而且还在弯曲部27的后端附近和后端侧也设置了接触传感器,因而可检测插入部21中的更宽范围的部位的按压状态。此外还具有与实施例1相同的作用效果。

另外,在本第6实施方式中,使用与产生照明光的LED56不同的用于检测按压量的光源,然而也能使用LED56的光束的周边侧的光来检测按压量。

图39示出第1变形例的内窥镜3C的前端侧的结构。在本变形例中,在例如图38所示的构成中,采用以下构成:在弯曲部27的内侧的例如上下、左右4个部位还配置了接触传感器197a~197d。在图39中示出上侧和下侧的接触传感器197a、197c。并且,根据各接触传感器197j的输出,在检测弯曲部27的上下、左右的弯曲状态的检测单元中利用。

即,当弯曲部27朝例如下方向弯曲时,由于将其内部的接触传感器197a压碎的按压力产生作用,因而发生所检测的光量变化,通过预先调查弯曲量(弯曲角)和光量变化的关系并参照该数据,可进行弯曲量检测。

图40示出第2变形例的内窥镜3D的插入部21的前端侧的形状。在本变形例中,在前端部24的前端周缘部分设置有锥形状部181。并且,在弯曲部27的后端部分设置有比插入部21的外径粗的硬质大径部182。

图41示出内窥镜3D的插入部21的前端侧的内部结构。在本变形例中,在硬质大径部182内设置照明用的LED184,使用后端(入射端)配置成与该LED184对置的光导光纤束185,传送LED184的照明光,

并从固定在前端部 24 的照明窗上的前端面进一步经过照明透镜 186 射出到前方侧。

并且，在光导光纤束 185 的最外周也呈环状配置了光导光纤 187a、187b、187c、187d，使 LED 184 的照明光的一部分入射。

然后，引导由各光导光纤 187j 的后端所入射的 LED 184 的照明光，从前端面射出。各光导光纤 187j 的前端配置在配置于前端部 24 的锥形状部 181 内的圆环状的按压变形构件 188 的内部，使所引导的光射出。

图 42 (A) 利用图 41 中的 D—D' 线剖面示出配置在圆环状的按压变形构件 188 的内部的光导光纤 187j (和 189j)。另外，如图 42 (B) 所示，在上下、左右方向以外的方向还可以设置光导光纤 187 (和 189)。

在按压变形构件 188 的内部配置有与各光导光纤 187j 成对的光导光纤 189j 的前端面，把由按压变形构件 188 反射而入射的光引导到光导光纤 189j 的后端。在该后端配置有光检测元件阵 190，接收所引导的光而进行光电转换。按压变形构件 188 的外周由保护构件 191 覆盖。

并且，在本变形例中，在例如硬质大径部 182 内配置有与按压变形构件 188 大致相同形状且具有几乎相同特性的基准用的按压变形构件 192。并且，该按压变形构件 192 被设定成不变形的状态。

而且，在该按压变形构件 192 内部还使用光导光纤束 185 的最外周的光导 193j，来向按压变形构件 192 内导光。并且，使用与该光导 193j 成对的光导 194j，导光到光检测元件阵 190 的光检测元件。

并且，以由该光导 194j 所引导的光为基准，通过检测该光的情况下的从光电转换输出值的变化量，可精度良好地检测按压（接触）。

另外，可以使基准侧的光纤 193j、194j 仅为 1 对，采用简化构成。在该情况下，按压变形构件 192 也可以不与按压变形构件 188 一样设置成圆环状，可以仅设置在基准用的光纤 193、194 的附近。

根据本变形例，可精度更加良好地检测按压量。

另外，使上述各实施例等部分组合等而构成的实施例等也属于本发明。

下面，对本发明的第 7 实施方式进行说明。

图 43 是示出本发明的第 7 实施方式的内窥镜系统的整体构成的图，图 44 是示出前述第 7 实施方式的内窥镜系统中的 AWS 单元周边部的具体外观形状的立体图。

如图 43 所示，具有本发明的实施方式的内窥镜系统 1 具有：插入到躺在检查床 2 上的未作图示的患者的体腔内进行内窥镜检查的软性内窥镜 3；与该内窥镜 3 连接，具有送气、送水和吸引功能的送气送水吸引单元（以下简称为 AWS 单元）4；进行对内置在内窥镜 3 中的摄像元件的信号处理、以及对设置在内窥镜 3 内的各种操作单元的控制处理和影像处理等的内窥镜系统控制装置 5；以及使用显示由该内窥镜系统控制装置 5 所生成的影像信号的液晶监视器等观察监视器 6。另外，在该观察监视器 6 内设置有触摸屏 33。

并且，该内窥镜系统 1 具有：对由内窥镜系统控制装置 5 所生成的例如数字影像信号进行存档等的图像记录单元 7；以及与 AWS 单元 4 连接，用于在内窥镜 3 的插入部内置有形状检测用线圈（以下简称为 UPD 线圈）的情况下，通过该 UPD 线圈接收电磁场等来检测各 UPD 线圈位置，显示内窥镜 3 的插入部形状的 UPD 线圈单元 8。

在图 43 的情况下，UPD 线圈单元 8 设置成嵌入在检查床 2 的上表面。然后，该 UPD 线圈单元 8 通过电缆 8a 与 AWS 单元 4 连接。

并且，在本实施方式中，在检查床 2 中的长度方向的一个端部和其下部的的位置形成有收纳用凹部，可收纳托盘搬运用小车 38。在该托盘搬运用小车 38 的上部放置有收纳内窥镜 3 的内窥镜托盘 39。

并且，可使用托盘搬运用小车 38 搬运收纳了经过灭菌或消毒的内窥镜 3 的内窥镜托盘 39，可收纳在检查床 2 的收纳用凹部内。手术者可从内窥镜托盘 39 中拉出内窥镜 3 来供内窥镜检查使用，并且可以在内窥镜检查结束后再次收纳在该内窥镜托盘 39 内。之后，通过使用托盘搬运用小车 38 搬运收纳了使用后的内窥镜 3 的内窥镜托盘 39，可顺利进行灭菌或消毒。

并且，图 43 所示的 AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5 在本实施方式中进行无线信息（数据）收发。另外，在图 43 中，内窥镜 3 通过管

单元 19 与 AWS 单元 4 连接，然而也可以无线地进行信息（数据）收发（双向传送）。并且，内窥镜系统控制装置 5 也可以与内窥镜 3 进行无线信息收发。

另外，在本实施方式中，内窥镜系统 1 中的在单元、装置间、或者在内窥镜 3 与单元或装置间进行数据收发的收发单元（通信部）的 3 种方式与上述第 1 实施方式相同。

并且，如图 43 所示，实施方式的内窥镜 3 具有：内窥镜主体 18，以及与该内窥镜主体 18 拆装自如地连接、例如一次性使用型的管单元 19。

内窥镜主体 18 具有插入到体腔内的细长且软性的插入部 21、以及设置在该插入部 21 的后端的操作部 22，管单元 19 的基端与该操作部 22 拆装自如地连接。

并且，在插入部 21 的前端部 24 内，作为摄像元件，配置有在摄像元件内部使用使增益可变的电荷耦合元件（简称为 CCD）25 的摄像单元。

并且，在前端部 24 的后端设置有能以小力量弯曲的弯曲部 27，通过操作设置在操作部 22 内的作为操作单元（指示输入部）的跟踪球 69，可使弯曲部 27 弯曲。该跟踪球 69 还在进行角度操作（弯曲操作）、以及其他内窥镜开关的功能变更设定、例如角度灵敏度、送气量设定等的情况下使用。

并且，在插入部 21 内的多个部位形成有设置了硬度可变的硬度可变用致动器 54A、54B 的硬度可变部，可更顺利地进行插入操作等。

在本实施方式中，AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5，例如如上述图 8 所示，通过无线收发单元 77、101 进行数据收发。并且，观察监视器 6 通过监视器电缆与内窥镜系统控制装置 5 的监视器用连接器 35 连接。

如后所述，使用 UPD 线圈单元 8 所检测出的内窥镜 3 的插入部形状（UPD 图像）的图像数据，与由 CCD25 所拍摄的图像数据一起从 AWS 单元 4 侧被发送到内窥镜系统控制装置 5，因此，内窥镜系统控制装置 5 也能把与这些图像数据对应的影像信号发送到观察监视器 6，并在其显示面上显示 UPD 图像和内窥镜图像。

观察监视器 6 由高分辨率 TV (HDTV) 的监视器构成, 以便可如上所述在其显示面上同时显示多种图像。

并且, 如图 43 所示, 在例如 AWS 单元 4 内设置有内窥镜连接器 40。然后, 内窥镜 3 的内窥镜连接器 41 与该内窥镜连接器 40 拆装自如地连接。

在该情况下, AWS 单元 4 侧的内窥镜连接器 40 的外观形状在图 44 示出 (并且参照图 6)。其他的 AWS 单元 4 的构成与上述第 1 实施方式相同。

下面, 对本第 7 实施方式中的内窥镜进行说明。

图 45 是透视示出前述第 7 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的内部构成要素的一部分的侧视图, 图 46 是示出前述第 7 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的具体外观形状等的图。

并且, 图 47 是示出前述第 7 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的透明度传感器的构成和动作的图, 图 48 是示出前述第 7 实施方式的内窥镜系统中的内窥镜的电结构的方框图。

另外, 图 46 (A) 从侧方示出内窥镜 3 的操作部附近, 图 46 (B) 示出从图 46 (A) 的右侧观察的正视图, 图 46 (C) 示出从图 46 (A) 的左侧观察的后视图, 图 46 (D) 示出从图 46 (A) 的上方观察的俯视图。并且, 图 46 (E) 示出接近最佳的倾斜面的角度范围例。

在图 43 中, 如对其概略所说明的那样, 软性的内窥镜 3 具有: 内窥镜主体 18, 其具有细长且软性的插入部 21 和设置在其后端的操作部 22; 以及一次性使用型的管单元 19, 其基端的综合连接部 52 与设置在该内窥镜主体 18 中的操作部 22 的基端 (前端) 附近的 (管单元连接用) 连接部 51 拆装自如地连接。

在该管单元 19 的末端设置有与 AWS 单元 4 拆装自如地连接的上述的内窥镜连接器 41。

插入部 21 包括: 设置在该插入部 21 的前端的硬质的前端部 24; 设置在该前端部 24 的后端的弯曲自如的弯曲部 27; 以及从该弯曲部 27 的后端到操作部 22 的细长的软性部 (蛇管部) 53。在该软性部 53 中的途

中的多个部位，具体地说两个部位，设置有由通过施加电压可伸缩、硬度也能变化的导电性高分子人工肌肉（简称为 EPAM）等形成的硬度可变量致动器 54A、54B。

在设置于插入部 21 的前端部 24 的照明窗的内侧，安装有例如发光二极管（简称为 LED）56 作为照明单元，该 LED 56 的照明光通过一体安装在该 LED 56 上的照明透镜射出到前方，对患部等被摄体照明。另外，作为形成照明单元的发光元件，不限于 LED 56，也可使用 LD（激光二极管）等来形成。

并且，在与该照明窗相邻设置的观察窗上安装有未作图示的物镜，在其成像位置配置了内置增益可变功能的 CCD 25，形成对被摄体进行摄像的摄像单元。

一端分别与 LED 56 和 CCD 25 连接、插通在插入部 21 内的信号线与设置在操作部 22 内部、进行集中控制处理（集约控制处理）的控制电路 57 连接。

并且，在插入部 21 内，沿着其长度方向以规定间隔配置有多个 UPD 线圈 58，与各 UPD 线圈 58 连接的信号线通过设置在操作部 22 内的 UPD 线圈驱动单元 59 与控制电路 57 连接。

并且，在弯曲部 27 中的外皮内侧的周向的 4 个部位配置有在其长度方向配置 EPAM 而形成的作为角度元件（弯曲元件）的角度用致动器 27a。并且，该角度用致动器 27a 和硬度可变量致动器 54A、54B 也分别通过信号线与控制电路 57 连接。控制电路 57 通过在例如开关基板 57a 和跟踪球基板 57b 上安装电子电路元件而形成。

在角度用致动器 27a 和硬度可变量致动器 54A、54B 中使用的 EPAM，在例如板形状的两面安装电极，通过施加电压，可在厚度方向收缩，并可在长度方向伸长。另外，该 EPAM 可与例如施加电压的大致平方成比例，使应变量可变。

在作为角度用致动器 27a 利用的情况下，通过形成为线形状等使一方伸长，并使相反侧收缩，可与通常的线的功能一样使弯曲部 27 弯曲。并且，通过该伸长或收缩，可使其硬度可变，对于硬度可变量致动器 54A、

54B, 可利用该功能使其部分的硬度可变。

并且, 在插入部 21 内插通有送气送水管路 60a 和吸引管路 61a, 其后端成为在连接部 51 中进行了开口的管路连接器 51a。并且, 管单元 19 的基端的综合连接部 52 中的管路连接器 52a 与该管路连接器 51 拆装自如地连接。

并且, 送气送水管路 60a 与插通在管单元 19 内的送气送水管路 60b 连接, 吸引管路 61a 与插通在管单元 19 内的吸引管路 61b 连接, 并且在管路连接器 52a 内进行分支并在外部开口, 与可插入钳子等的治疗工具的插入口 (也称为钳子口) 62 连通。该钳子口 62 在不使用的情况下利用钳子塞 62a 闭塞。

这些送气送水管路 60b 和吸引管路 61b 的后端在内窥镜连接器 41 中成为送气送水管头 63 和吸引管头 64。

送气送水管头 63 和吸引管头 64 与 AWS 适配器 42 的送气送水管头 42c 和吸引管头 42d 分别连接。然后, 在该 AWS 适配器 42 的内部, 送气送水管头 42c 分支成送气管路和送水管路, 送气管路插过电磁阀 B1 与 AWS 单元 4 内部的送气用泵 65 连接, 送水管路与供水桶 48 连接。并且, 该供水桶 48 也在途中通过电磁阀 B2 与送气用泵 65 连接。

送气用泵 65 以及电磁阀 B1 和 B2 通过控制线 (驱动线) 与 AWS 控制单元 66 连接, 由该 AWS 控制单元 66 控制开闭, 可进行送气和送水。另外, AWS 控制单元 66 通过夹管阀 45 的开闭控制, 还进行吸引动作控制。

并且, 在内窥镜主体 18 的操作部 22 内设置有由手术者抓持的抓持部 68。在本实施方式中, 如图 46 (A) ~ 图 46 (D) 所示, 该抓持部 68 由操作部 22 中的 (与插入部 21 侧的相反侧的) 后端 (基端) 附近的例如圆筒体形状的侧面部分形成。

在该抓持部 68 中, 在包含该抓持部 68 在内的其周边部, 沿着抓持部 68 的长度方向的轴设置有进行释放、保持等的远程控制操作 (简称为遥控操作) 的例如 3 个内窥镜开关 SW 1、SW 2、SW 3, 它们分别与控制电路 57 (参照图 45) 连接。

而且,设置在抓持部 68(或操作部 22)的后端(基端)的基端面(通常,如图 46 所示,由于基端侧设置在上端而供内窥镜检查使用,因而也称为上端面)成为倾斜面 Sa,在该倾斜面 Sa 的与设置有内窥镜开关 SW 1、SW 2、SW 3 的位置的相反侧接近的附近位置,设置有进行角度操作(弯曲操作)和从角度操作切换而进行其他遥控操作设定等的采用防水结构的跟踪球 69。另外,该情况下的防水结构实际上是以下结构:把跟踪球 69 保持成可旋转自如,或者使用防水膜覆盖检测其旋转量的编码器侧,在其外侧把跟踪球 69 保持成可旋转自如。

并且,设置了对设置在该操作部 22 的后端附近的抓持部 68 中的长度方向的两端附近进行连接的大致 U 字形状的钩 70,如图 46(B)所示,由于手术者为了用右手(或左手)抓持而把手指放入钩 70 的内侧,因而即使在没有牢牢抓持抓持部 68 的情况下,也能有效防止内窥镜 3 因自重而下落。

即,即使内窥镜 3 因自重要下落,由于钩 70 挂到其下侧的手上,也能防止内窥镜 3 的下落。这样,在本实施方式中,即使手术者没有牢牢抓持(保持)抓持部 68,也能有效防止内窥镜 3 因自重而下落到下方。因此,在手术者抓持抓持部 68 来进行了各种操作的情况下,在抓持的手或手指因该操作而疲劳的情况下,即使停止抓持(保持)抓持部 68,只要把手的一部分放入钩 70 内,就能防止内窥镜 3 的脱落等,可提高操作性。

并且,如图 46(A)~图 46(C)所示,在该倾斜面 Sa 中的跟踪球 69 的两侧,左右对称地配置有送气送水开关 SW 4 和吸引开关 SW 5。

该跟踪球 69 和内窥镜开关 SW 4、SW 5 也与控制电路 57 连接。根据图 46(A)~图 46(D)进一步说明,操作部 22 或抓持部 68 在图 46(B)所示的正视图中,具有相对于在操作部 22 或抓持部 68 的长度方向延伸的(作为基准线的)中心线 O 左右对称的形状,在该中心线 O 上方的位置的倾斜面 Sa 上配置有跟踪球 69。然后,在该跟踪球 69 的两侧,在左右对称的位置分别配置有送气送水开关 SW 4 和吸引开关 SW 5。

并且,该正视图的相反侧的后视图是图 46(C),在该后视图中,是

相对于该中心线○左右对称的形状,沿着该中心线○上方,在抓持部 68 的外表面配置有 3 个内窥镜开关 SW 1、SW 2、SW 3。

并且,在本实施方式中,如图 46 (A) 所示,倾斜面 Sa 以与抓持部 68 的中心线○或平行于侧面的线成大于 90° 的角度的钝角角度 ϕ 形成。换句话说,倾斜面 Sa 形成为与垂直于抓持部 68 的中心线○的面成 ϕ 角度的斜面状,在该倾斜面 Sa 上的低部侧的位置,左右对称地设置有跟踪球 69 以及送气送水开关 SW 4 和吸引开关 SW 5。并且,如图 46 (B) 所示,可用抓持的手的大拇指容易地操作跟踪球 69 等。

如上所述,倾斜面 Sa 只要是在与中心线○成钝角的角度 ϕ ,即 $90^\circ \sim 180^\circ$ 的角度以内,就能进行良好操作,更具体地说,如图 46 (E) 所示,只要是在角度 ϕ_1 的 120° 至角度 ϕ_2 的 150° 的角度以内,就能确保更良好的操作性。

这样在本实施方式中,特征之一在于,把设置在操作部 22 内的跟踪球 69 等的操作单元(指示输入部)配置成相对于抓持部 68 的长度方向的中心线○为左右对称,在手术者用右手或左手任意一只手抓持的情况下,可进行良好操作。

并且,抓持部 68 具有以下功能:通过设置把该抓持部 68 的长度方向的大致两端连接成大致 U 字形状的钩 70,即使在手术者不充分地抓持抓持部 68 的状态下,由于在钩 70 的内侧插入有食指等,因而在内窥镜 3 因自重要下落到下方的情况下,钩 70 被食指等限制,可有效防止内窥镜 3 的下落。

并且,在本实施方式中,由于将抓持部 68 形成在操作部 22 的后端附近,并在比该抓持部 68 的位置更靠近插入部 21 的位置设置与管单元 19 的连接部,因而可减少在抓持了抓持部 68 的情况下的重心位置从中心轴的位置偏心的情况。

即,当从现有例中的抓持部的位置的后方侧(上部侧)的位置使管单元 19 向侧方延伸时,该情况下的重心位置因管单元的重量而容易偏心,然而在本实施方式中,由于管单元 19 从与抓持部 68 相比更位于插入部 21 侧,即下方侧的位置向侧方延伸,因而可减小重心位置的偏心量,可

提高操作性。

并且，在本实施方式的内窥镜3中，在手术者等操作者（用户）用左手或右手抓持了抓持部68的情况下，由于处于钩70的内表面侧轻轻接触其食指的侧部附近的状态，因而即使重心位置偏心而作用成使中心轴倾斜（即操作部22的长度方向倾斜），钩70也挂到手上，因而可限制其倾斜，可确保良好操作性。

如图45所示，从控制电路57延伸的电源线71a和信号线71b通过形成在连接部51和综合连接部52内的电磁耦合连接部72a、71b，与插通在管单元19内的电源线73a和信号线73b连接。这些电源线73a和信号线73b在内窥镜连接器41中与形成电连接器74的电源和信号端子连接。

然后，用户使该内窥镜连接器41与AWS单元4连接，这样，电源线73a通过AWS单元4的内窥镜用电连接器43与电源单元75连接，信号线73b（通过电源单元75）与UPD单元76和收发单元77以及AWS控制单元66连接。另外，收发单元77与进行无线电波收发的天线部77a连接。

并且，如图45所示，在送气送水管路60a和吸引管路61a的途中分别设置有透明度传感器143，使光透过由作为透明管路的透明管分别形成的送气送水管路60a和吸引管路61a各管路，可检测管路内壁的污浊情况、和通过管路内部的流体的透明度。

透明度传感器143通过信号线与控制电路57连接。图47示出透明度传感器143的洗涤程度检测作用的说明图。

如图47（A）所示，在由透明管形成的送气送水管路60a（吸引管路61a也一样）的外周，将光反射器144和反射板145配置成对置，形成透明度传感器143。

然后，如图47（B）所示，构成光反射器144的发光元件的光射出到反射板145侧，由反射板145所反射的反射光由构成光反射器144的受光元件接收。

在该情况下，实际上，由于在作为光检测器的光反射器144和反射

板 145 之间配置有由透明管形成的送气送水管路 60a 等的透射率检测体 146, 因而在使透明的洗涤液流到送气送水管路 60a 的内侧来洗涤了送气送水管路 60a 的内壁侧的情况下, 当内壁面处于清浄状态时, 由光反射器 144 的受光元件接收的光量增大, 可检测洗涤情况。

因此, 可使用该功能定量检测送气送水管路 60a 的内壁面和吸引管路 61a 的内壁面的洗涤程度。

另外, 在该情况的说明中, 以在使用洗涤液进行洗涤的情况下的作用进行了说明, 然而在内窥镜检查中等, 通过参照透明度传感器 143 的检测输出, 也能知道送气送水管路 60a 的内壁面和吸引管路 61a 的内壁面的污浊情况。而且, 也能检测当把生理水等送入到体腔内时的生理水等的透明度, 反过来可检测混浊情况。

另外, 由于只要光反射器 144 使光射出到送气送水管路 60a 等透明管路部, 从而可检测透过透明管路部而从反射板 145 所反射的光的光量即可, 因而透明管的部分可以形成为送气送水管路 60a 等的一部分而不是送气送水管路 60a 等整体。

因此, 在内窥镜的使用中也能检测管路的污浊、或者通过管路内的流体的透明度等。并且, 在内窥镜的洗涤和消毒时, 把光检测器用作洗涤程度检测器, 可将其输出作为表示洗涤程度的输出来利用。

图 48 示出本第 7 实施方式中的内窥镜主体 18 的操作部 22 内所配置的控制电路 57 等和插入部 21 的各部内所配置的主要构成要素中的电气系统的构成。

在图 48 中的左侧下部所示的插入部 21 的前端部 24, 配置有 CCD 25 和 LED 56, 在附图中的前端部 24 上部所记载的弯曲部 27, 配置有角度用致动器 (在本实施方式中, 具体地说是 EPAM) 27a 和编码器 27c, 在附图中的弯曲部 27 上部所记载的软性部 53, 配置有硬度可变用致动器 (在本实施方式中, 具体地说是 EPAM) 54 和编码器 54c。并且, 在该软性部 53 配置有透明度传感器 143 和 UPD 线圈 58。

并且, 在插入部 21 的软性部 53 的上部所记载的操作部 22 的表面上配置有跟踪球 69、送气送水 SW (SW 4)、吸引 SW (SW 5)、内窥镜 SW

(SW 1~SW 3)。另外，如后所述，通过跟踪球 69 的操作，分配角度操作和其他功能选择设定的功能。

如图 48 的左侧所示，这些部件通过信号线与包含其右侧所示的操作部 22 的内部的大部分的控制电路 57（其中，除了 UPD 线圈驱动单元 59 等以外）连接，控制电路 57 进行这些部件的功能的驱动控制和信号处理等。

控制电路 57 具有由管理控制状态的 CPU 等构成的状态管理部 81，该状态管理部 81 与保持（存储）各部状态的状态保持存储器 82 连接，并且（在本实施方式中）与有线方式的收发单元 83 连接，该收发单元 83 与 AWS 单元 4 进行有线通信。

并且，该状态管理部 81 通过控制照明的照明控制部 84，控制由该照明控制部 84 控制的 LED 驱动部 85。该 LED 驱动部 85 把使成为照明单元的 LED 56 发光的 LED 驱动信号施加给 LED 56。

由该 LED 56 的发光所照明的患部等被摄体，通过安装在观察窗上的未作图示的物镜成像在配置于其成像位置的 CCD 25 的摄像面上，由该 CCD 25 进行光电转换。

该 CCD 25 把根据来自状态管理部 81 控制的 CCD 驱动部 86 的 CCD 驱动信号的施加、进行光电转换而蓄积的信号电荷作为摄像信号来输出。该摄像信号由 A/D 转换器（简称为 ADC）87 从模拟信号转换成数字信号，之后被输入到状态管理部 81，并且数字信号（图像数据）被存储在图像存储器 88 内。该图像存储器 88 的图像数据被送到收发单元 83 的数据发送部 12'。

而且，上述透明度传感器 143 的输出值，尽管未作图示，也被输入到状态管理部 81，作为管路污浊、或者通过管路内的流体的透明度数据，从收发单元 83 被供给到 AWS 单元 4。

然后，该输出值从电连接器 15 经过管单元 19 内的信号线 73b 被传送到 AWS 单元 4 侧。然后，从 AWS 单元 4 被无线传送到内窥镜系统控制装置 5。

如图 8 所示，传送到内窥镜系统控制装置 5 的图像数据由收发单元

101 无线接收,由图像处理单元 116 进行图像处理而生成影像信号,影像信号经过控制内窥镜系统 1 的整体的系统控制单元 117 从监视器用连接器 35 被输出到观察监视器 6,在观察监视器 6 的显示面上显示内窥镜图像。另外,在图 6 中,电源单元 100 把动作电力供给到收发单元 101、图像处理单元 116 以及系统控制单元 117。

如图 48 所示,上述 ADC 87 的输出信号被送到亮度检测部 89,由亮度检测部 89 所检测的图像的亮度信息被送到状态管理部 81。状态管理部 81 根据该信息,通过照明控制部 84 进行调光控制,以使 LED 56 的照明光量达到合适亮度。

并且,状态管理部 81 通过角度控制部 91 控制致动器驱动部 92,并进行通过该致动器驱动部 92 驱动角度用致动器(EPAM) 27a 的控制。另外,该角度用致动器(EPAM) 27a 的驱动量由编码器 27c 检测,驱动量被控制成与对应于指示值的值一致。

并且,状态管理部 81 通过硬度可变控制部 93 控制致动器驱动部 94,并进行通过该致动器驱动部 94 驱动硬度可变用致动器(EPAM) 54(这里,用 1 个代表 54A、54B 来示出)的控制。另外,该硬度可变用致动器(EPAM) 54 的驱动量由编码器 54c 检测,其驱动量被控制成为与指示值对应的值。

并且,设置在软性部 53 内的透明度传感器 143 的检测信号由透明度检测部 148 转换成与透明度对应的信号数据,之后被输入到状态管理部 81,状态管理部 81 将其与预先存储在状态保持存储器 82 等内的透明度的基准值进行比较,在达到了该基准值的情况下,把该信息从收发单元 83 经过 AWS 单元 4 发送到内窥镜系统控制装置 5 侧,在观察监视器 6 上显示达到了基准值。

并且,通过跟踪球位移检测部 95,向该状态管理部 81 输入来自设置在操作部 22 中的跟踪球 69 等的与操作量对应的信息。

并且,由开关按压检测部 96 检测送气送水 SW、吸引 SW、内窥镜 SW 的接通等开关按压操作,该检测信息被输入到状态管理部 81。

并且,控制电路 57 具有电源输送接收部 97 和电源产生部 98。电源

输送接收部 97 具体地说, 在操作部 22 中是传送单元 51b, 在管单元 19 的末端是电连接器 74。并且, 由电源产生部 98 所输送的电力在电源产生部 98 中被转换成直流电源。由电源产生部 98 所生成的电源向控制电路 57 内部的各部供给其动作所需要的电力。

在具有本实施方式的内窥镜系统 1 中, 在投入了电源的情况下, 在观察监视器 6 上, 例如如图 16 (A) 所示显示各种图像。在该情况下, 除了显示患者信息等的信息显示区域 Rj、内窥镜图像的显示区域 Ri、UPD 图像的显示区域 Ru、保持图像的显示区域 Rf、以及角度形状的显示区域 Ra 以外, 还设置有菜单显示区域 Rm, 在该菜单显示区域 Rm 内显示有菜单。

作为显示在菜单显示区域 Rm 内的菜单, 显示有图 16 (B) 所示的主菜单。在该主菜单内, 不仅显示有内窥镜开关、角度灵敏度、插入部硬度、变焦、图像强调、送气量, 而且还显示有进行返回到前一菜单画面的操作指示的返回、和进行菜单结束操作指示的结束项目。

然后, 当用户通过跟踪球 69 等的操作把选择框选择到内窥镜开关的项目时, 成为如下显示: 把该内窥镜开关的项目框显示得较粗, 表示其被选择, 然后通过按下跟踪球 69 进行确定操作, 如图 16 (C) 所示, 可选择设定分配给 5 个内窥镜开关 SW 1 至 SW 5 的功能。

下面, 对本第 7 实施方式的内窥镜系统的作用进行说明。

作为实施内窥镜检查前的准备, 首先使一次性使用型的管单元 19 的综合连接部 52 与内窥镜主体 18 的操作部 22 的连接部 51 连接。在该情况下, 电磁耦合连接部 72a、72b 之间在直流电流绝缘且防水状态下相互连接。通过该连接, 内窥镜 3 的准备完成。

然后, 使管单元 19 的内窥镜连接器 41 与 AWS 单元 4 的连接器 40 连接。该部分通过单触连接, 使各种管路、电源线、信号线、光连接通过一次连接动作完成。没有必要像以往的内窥镜系统那样每次都分别进行各种管路的连接、电连接器的连接等。

并且, 用户把 UPD 线圈单元 8 与 AWS 单元 4 连接, 并把内窥镜系统控制装置 5 与观察监视器 6 连接。并且, 根据需要, 把内窥镜系统控

制装置 5 与图像记录单元 7 等连接, 这样, 内窥镜系统 1 的设置完成。

然后, 使 AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5 的电源接通。这样, AWS 单元 4 内的各部处于动作状态, 电源单元 75 处于可通过电源线把电力供给到内窥镜 3 侧的状态。

在该情况下, AWS 单元 4 最初使电力供给关闭, 使定时器起动, 在确认了在一定时间内从内窥镜 3 侧正确返回信号后, 继续供给电力。

然后, 手术者把该内窥镜 3 的插入部 21 插入到患者的体腔内, 这样, 由设置在插入部 21 的前端部 24 的 CCD 25 对体腔内的患部等被摄体进行摄像。所拍摄的图像数据经过 AWS 单元 4 被无线发送到内窥镜系统控制装置 5, 进行图像处理, 生成影像信号, 被摄体的图像作为内窥镜图像显示在观察监视器 6 的显示面上。因此, 手术者通过观察该内窥镜图像, 进行对患部等的诊断, 也能根据需要使用治疗工具进行治疗用的处置。

在本实施方式的内窥镜 3 中, 如图 46 所示, 相对于抓持部 68 的长度方向的中心线 O, 左右对称地设置有具有角度用指示输入部的功能的跟踪球 69、进行保持指示操作等的各种操作指示的内窥镜开关 SW 1~SW 3、送气送水开关 (SW 4) 以及吸引开关 (SW 5)。

因此, 例如如图 46 (B) 所示, 在手术者用右手抓持了操作部 22 的抓持部 68 的情况下, 跟踪球 69 位于容易使用大拇指操作的位置, 在其两侧左右对称地配置的送气送水开关 (SW 4) 和吸引开关 (SW 5) 也能简单操作。

并且, 内窥镜开关 SW 1 和 SW 2 分别位于在进行了抓持的情况下的用食指和中指分别抓持的位置的附近, 而且内窥镜开关 SW 3 位于用小指抓持的位置的附近。因此, 手术者可使用所抓持的右手在良好操作性下进行各种操作。

并且, 即使在使用左手抓持的手术者的情况下, 抓持抓持部 68 的外周面的抓持位置成为与用右手抓持的侧部对置的侧部侧, 而各指的位置针对指示输入部与用左手抓持的情况一样。

即, 在手术者用左手抓持了操作部 22 的抓持部 68 的情况下, 跟踪球 69 位于容易用大拇指操作的位置, 在其两侧左右对称地配置的送气送

水开关（SW 4）和吸引开关（SW 5）也能操作。

并且，内窥镜开关 SW 1 和 SW 2 分别位于在抓持的情况下用食指、中指分别抓持的位置的附近，而且内窥镜开关 SW 3 位于用小指抓持的位置的附近。

因此，手术者可使用进行了抓持的左手在良好操作性下进行各种操作。

并且，如上所述在本实施方式中，由于设置了连接抓持部 68 的长度方向的两侧，使抓持的手通到其内侧的钩 70，因而即使没有牢牢抓持抓持部 68，也能有效防止内窥镜 3 因自重而下落。

并且，在本实施方式中，如图 16 所示，也能变更设定对内窥镜开关 SW 1～SW 5 的功能分配。因此，各个手术者也能变更设定对内窥镜开关 SW 1～SW 5 的功能分配，以便最容易操作，从而进行内窥镜检查。

另外，在上述实施方式中，以在 AWS 单元 4 侧设置夹管阀 45 来使 AWS 适配器 42 连接的构成进行了说明，然而如图 49 所示，可以在 AWS 单元 4 的凹部 40a 上（也成为 AWS 适配器的变形例）拆装自如地安装电磁阀单元 42'。并且，在 AWS 单元 4 上，在安装了该电磁阀单元 42' 的状态下，拆装自如地安装内窥镜 3 的内窥镜连接器 41。

另外，图 50（A）示出电磁阀单元 42' 的正视图，图 50（B）和图 50（C）示出左和右侧视图，图 50（D）和图 50（E）示出图 50（A）的 A—A' 和 B—B' 剖面图。

在上述 AWS 适配器 42 上，在其背面（基端）侧设置有收纳（从 AWS 单元 4 的前表面突出的）夹管阀 45 的凹部 42f，然而在图 50 所示的电磁阀单元 42' 中，采用以下结构：在其内部设置夹管阀 45，并使释放管路 47a 通到该夹管阀 45 的内侧。

并且，在该电磁阀单元 42' 中，在其背面侧安装有与 AWS 单元 4 的电磁阀单元 42' 拆装自如地连接、传递驱动夹管阀 45 的信号的夹管阀用连接器 42g。其他构成与上述 AWS 适配器 42 相同。

在采用了图 49 和图 50 所示的 AWS 单元 4 和电磁阀单元 42' 的情况下的作用效果与在上述第 7 实施方式中的 AWS 单元 4 和电磁阀单元

42 的情况大致相同。

如上所述，根据本第 7 实施方式，由于在管路的途中设置了透明度传感器，因而不仅可在内窥镜的洗涤和消毒时，而且还可在内窥镜的使用后不久进行的床侧洗涤中，检测管路污浊、或者通过管路内的流体的透明度等。

根据本发明的内窥镜，通过把插入部插入到体腔内，并操作设置在操作部上的跟踪球等各种操作单元，可在良好操作性下进行内窥镜检查。

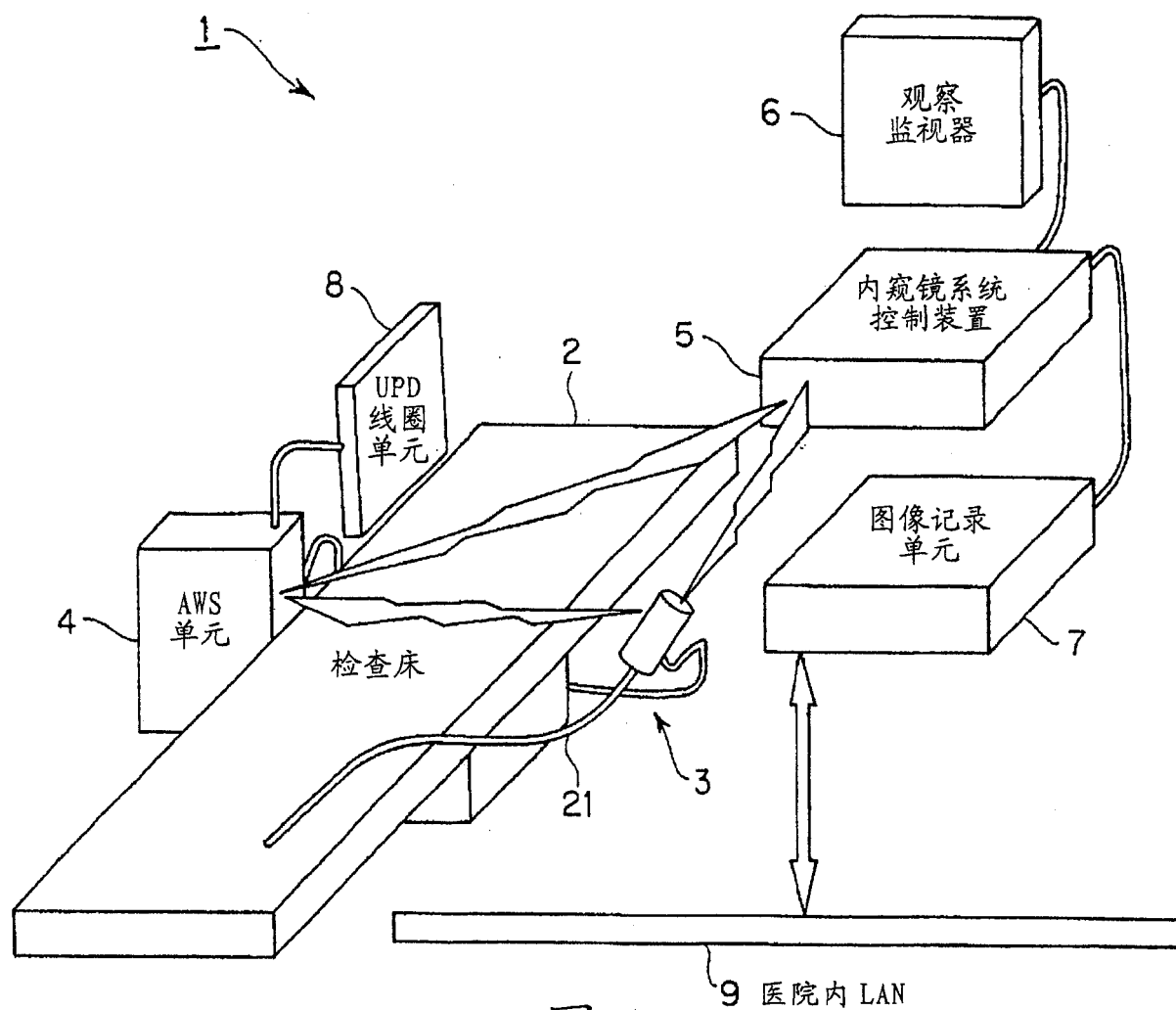


图 1

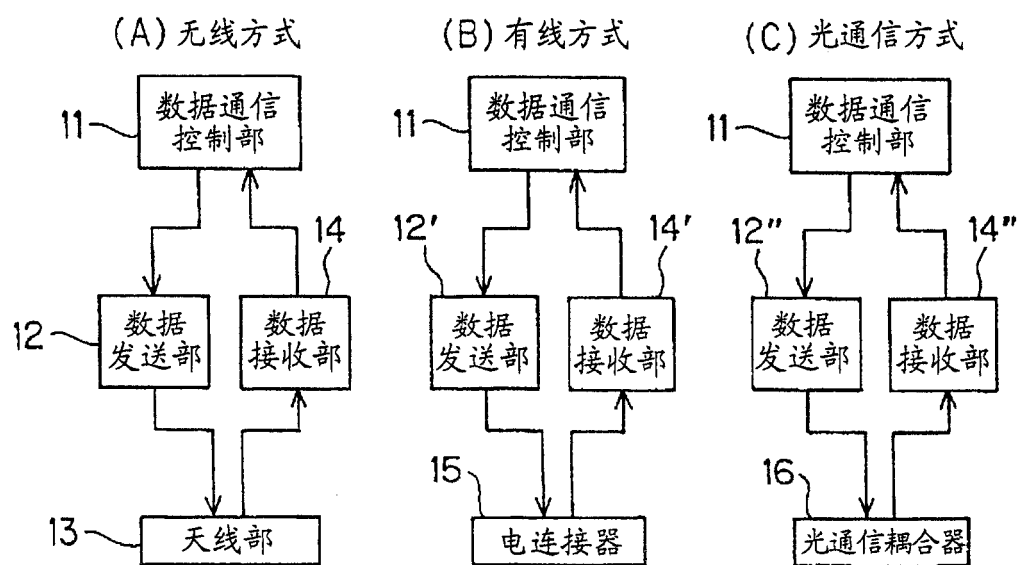


图 2

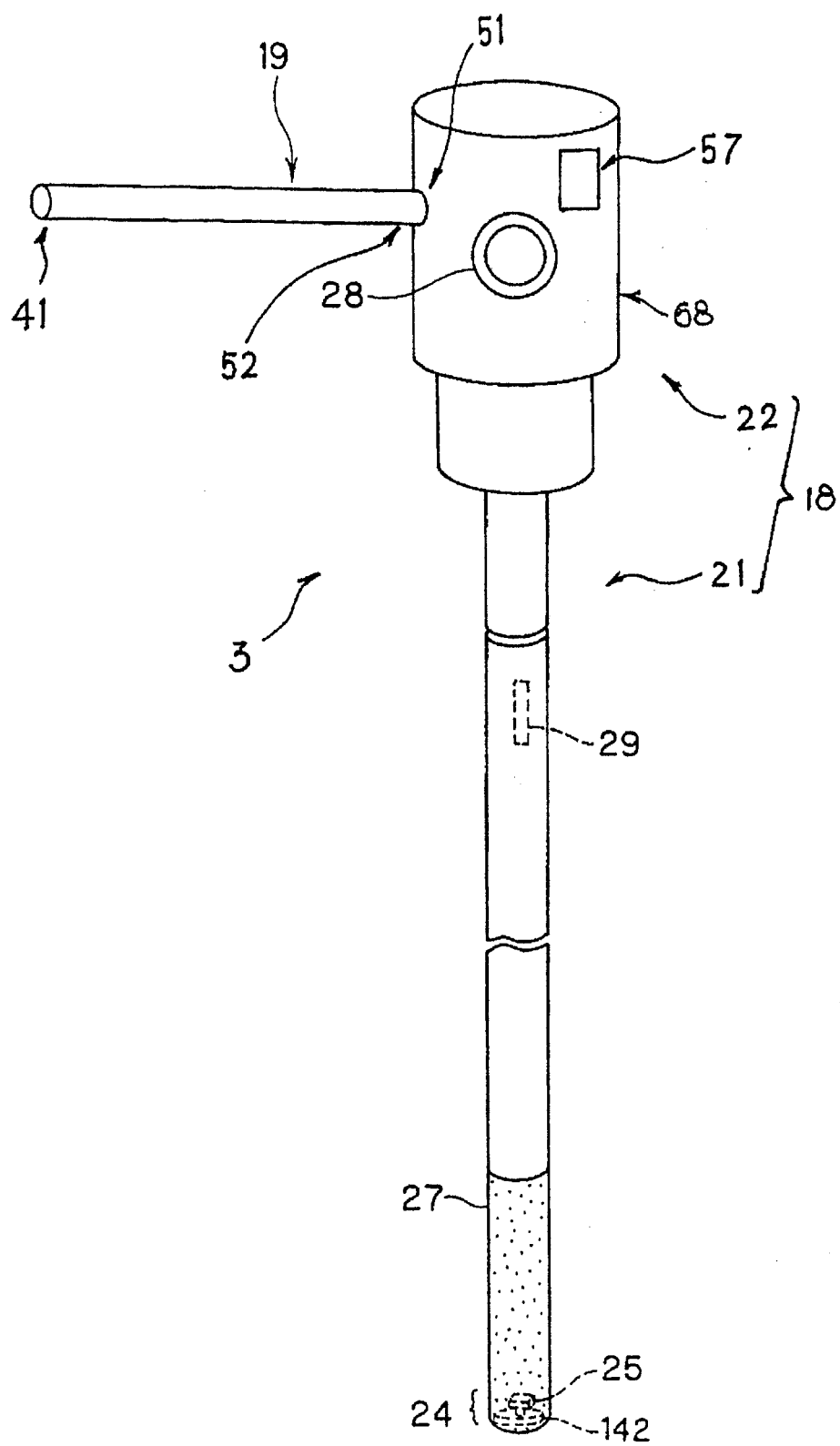


图 3

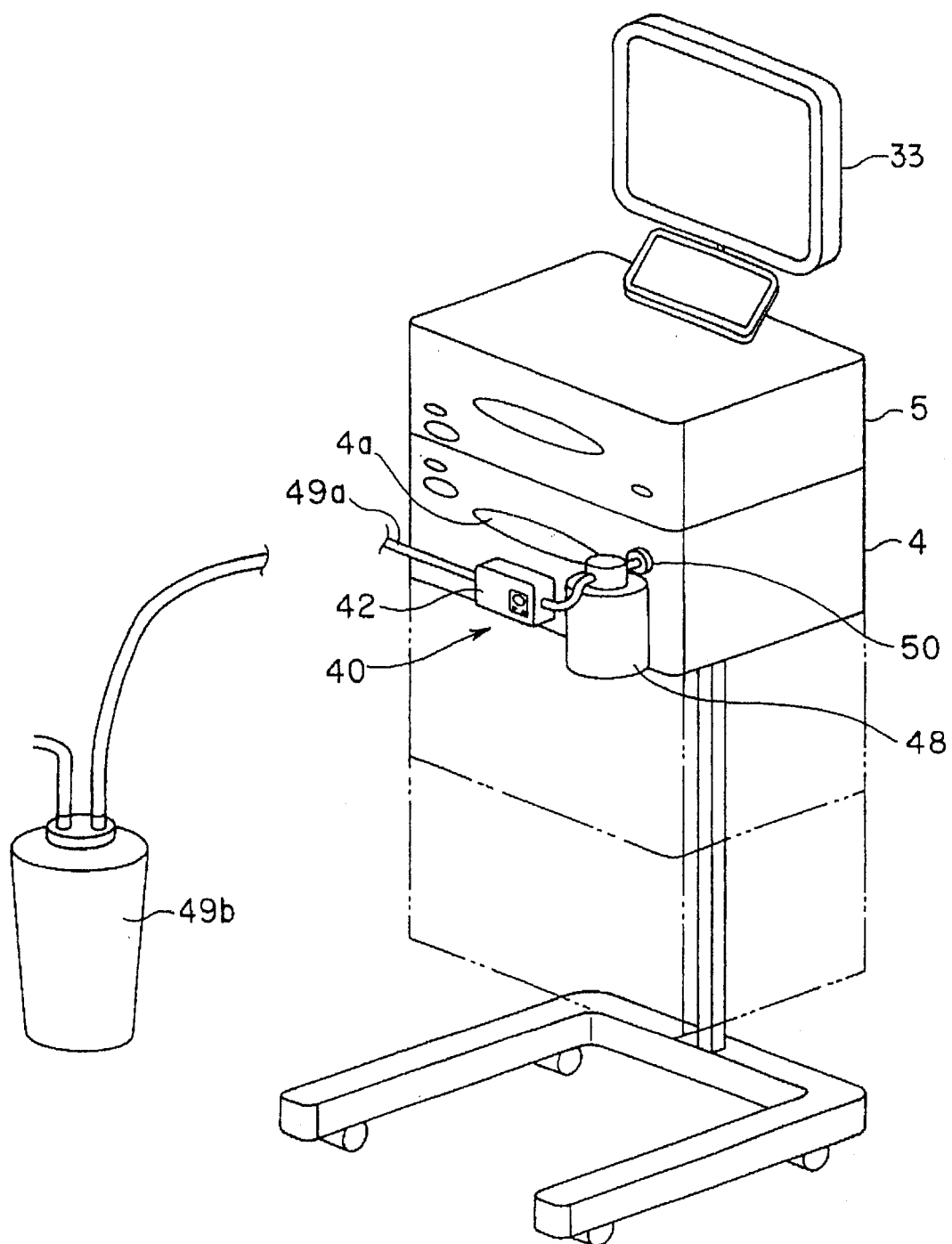
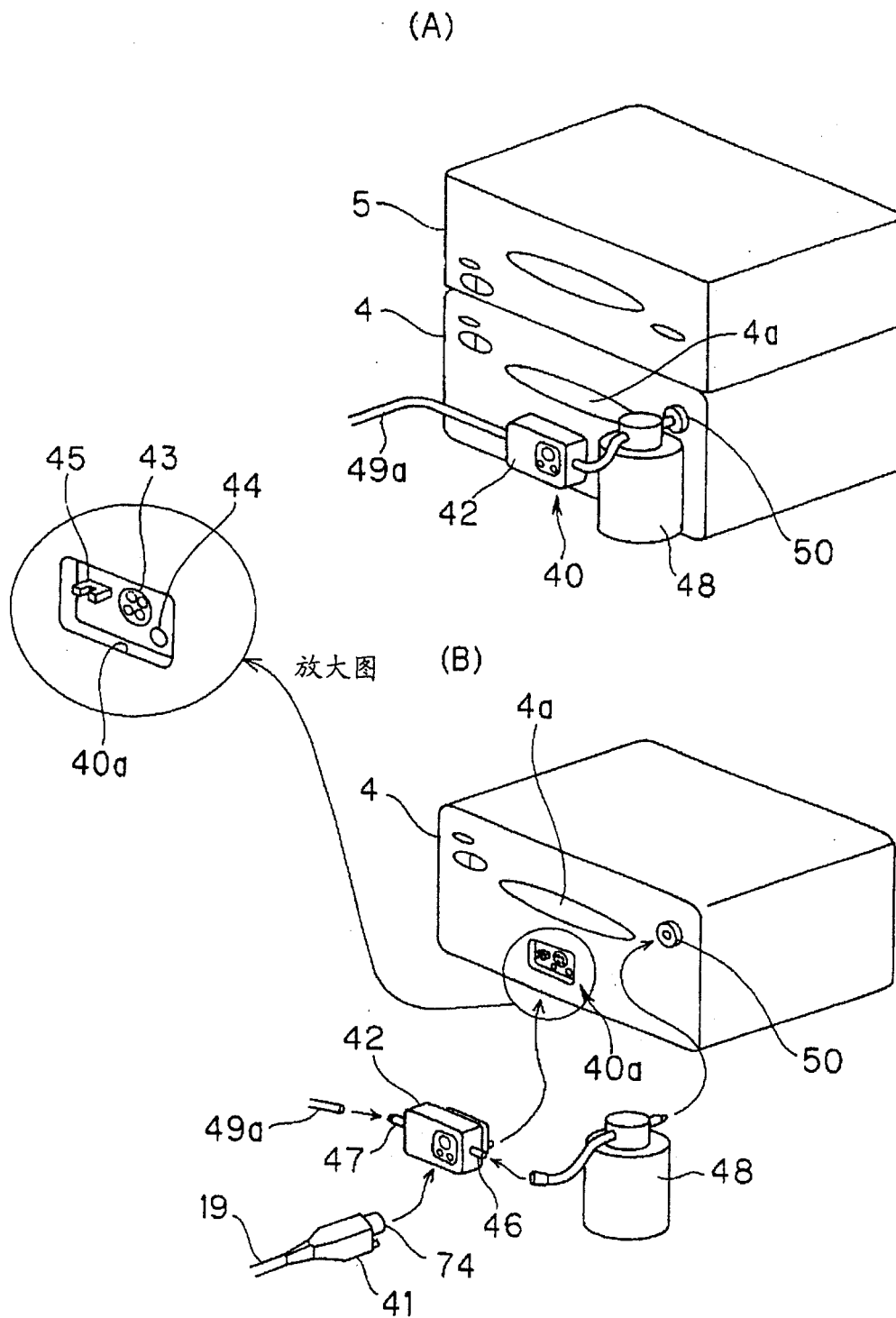


图 5



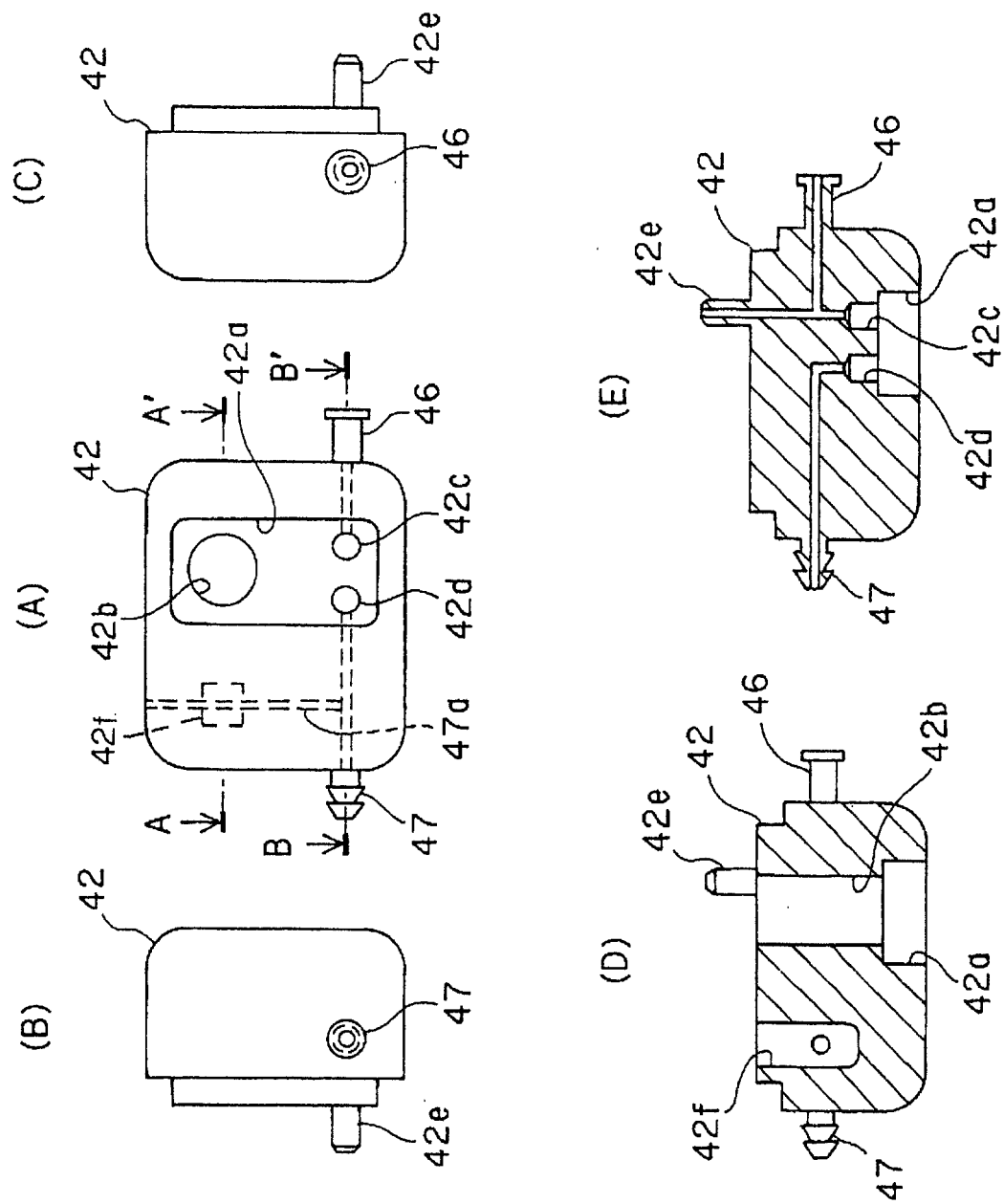


图 7

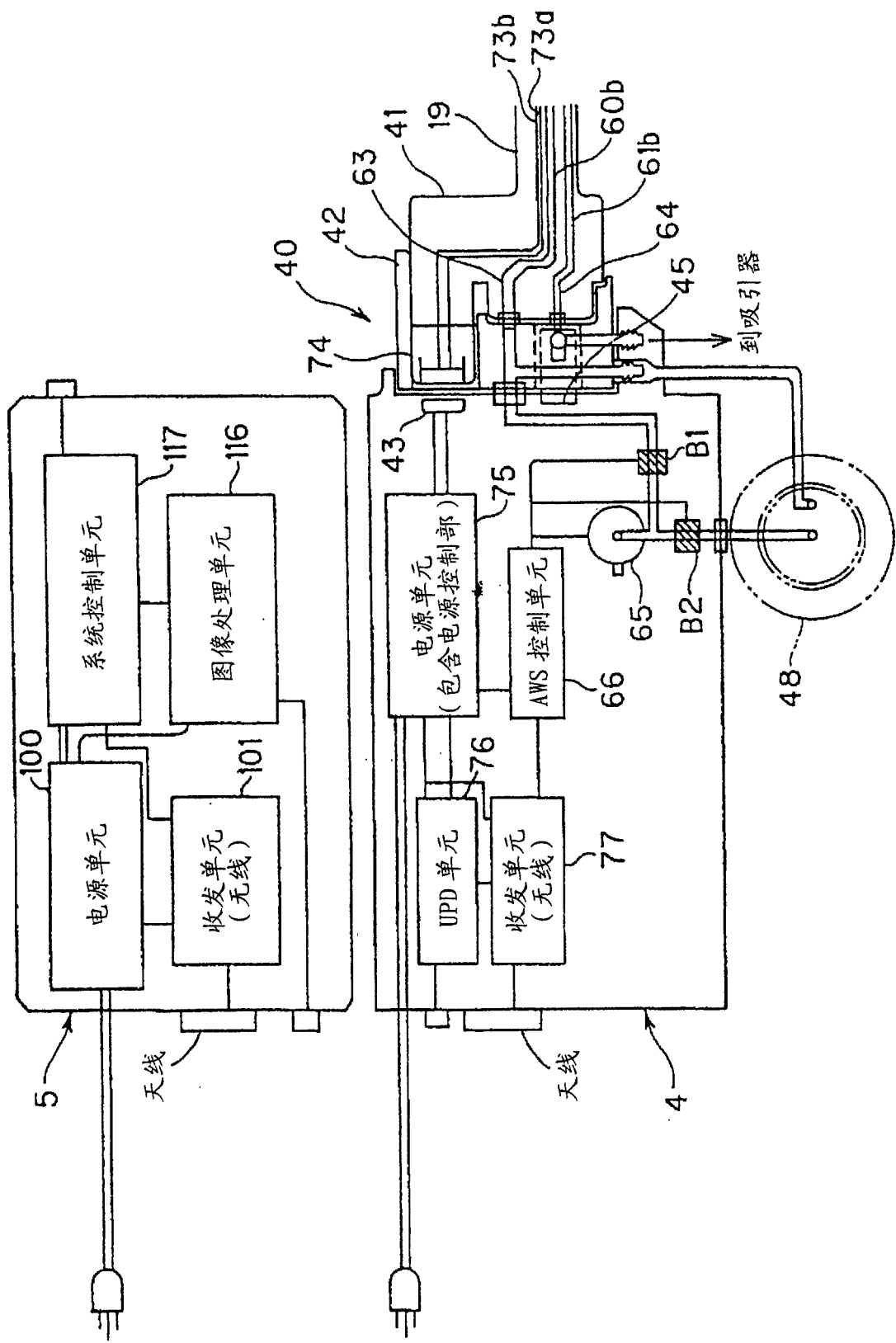


图 8

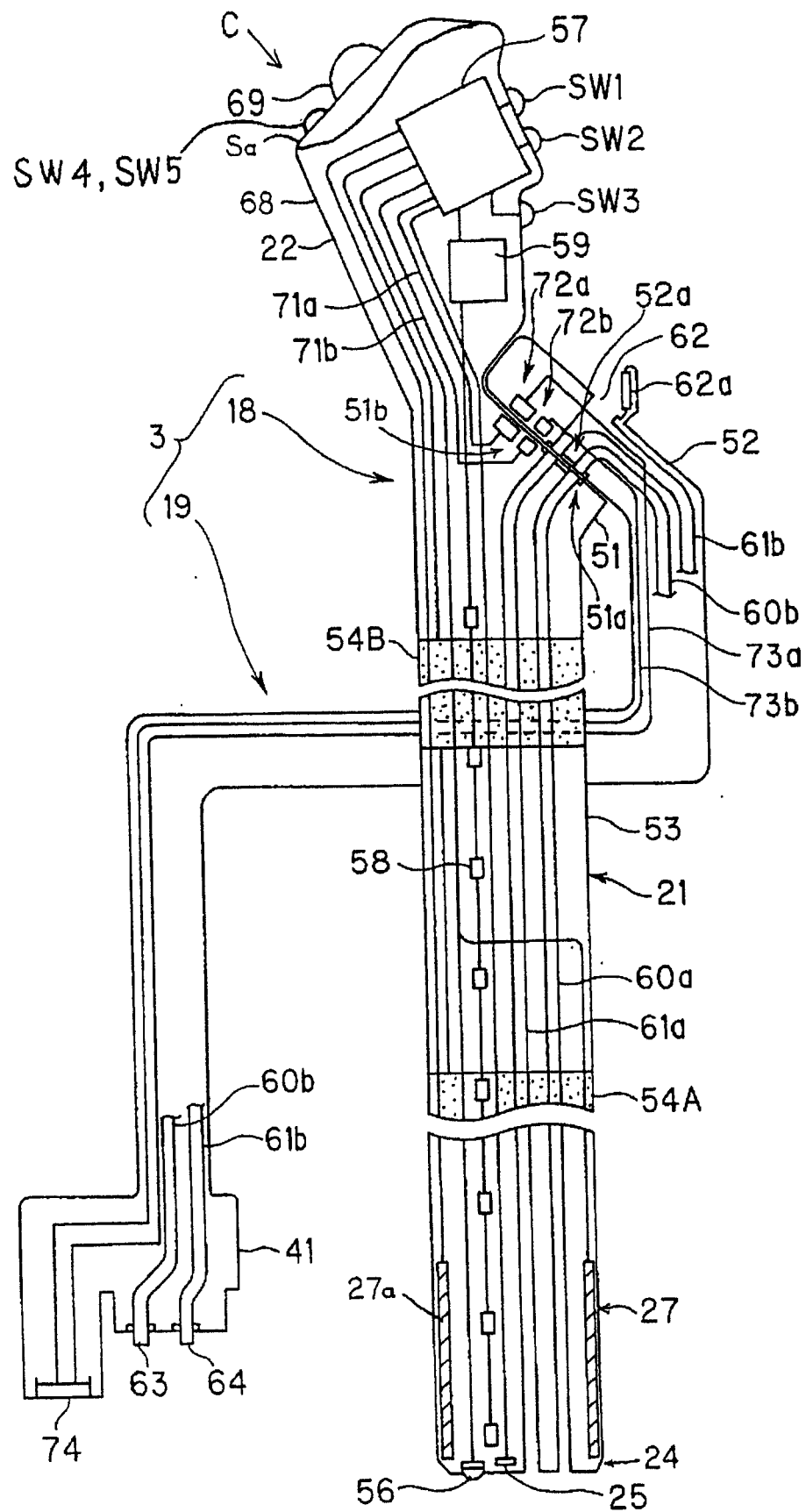


图 9

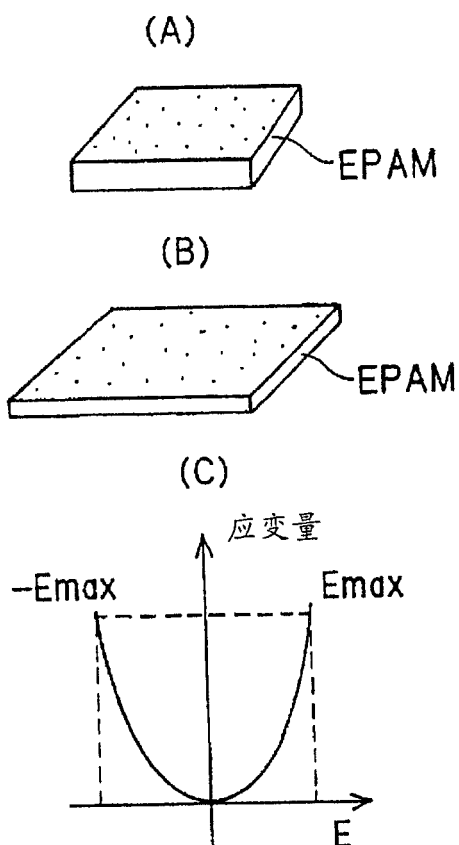


图 10

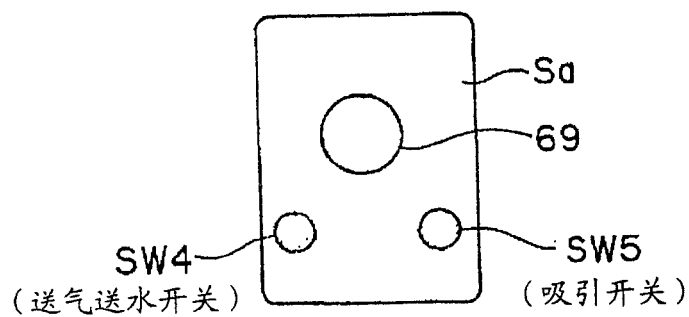


图 11

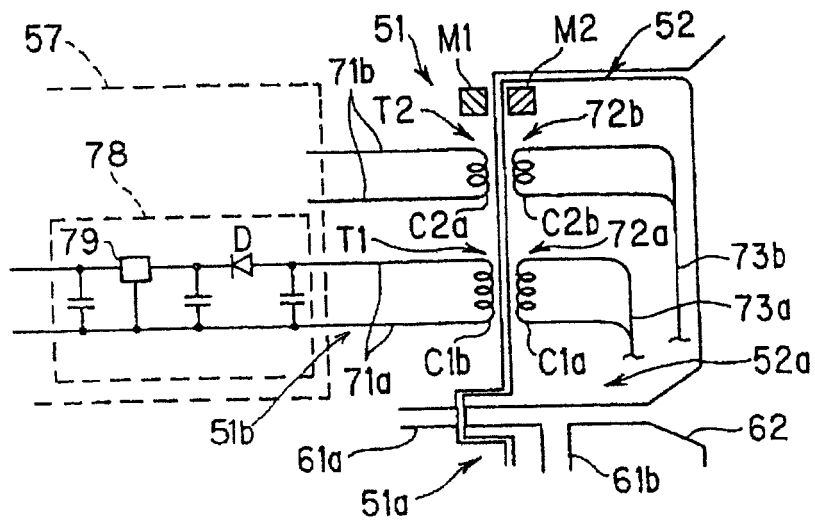


图 12

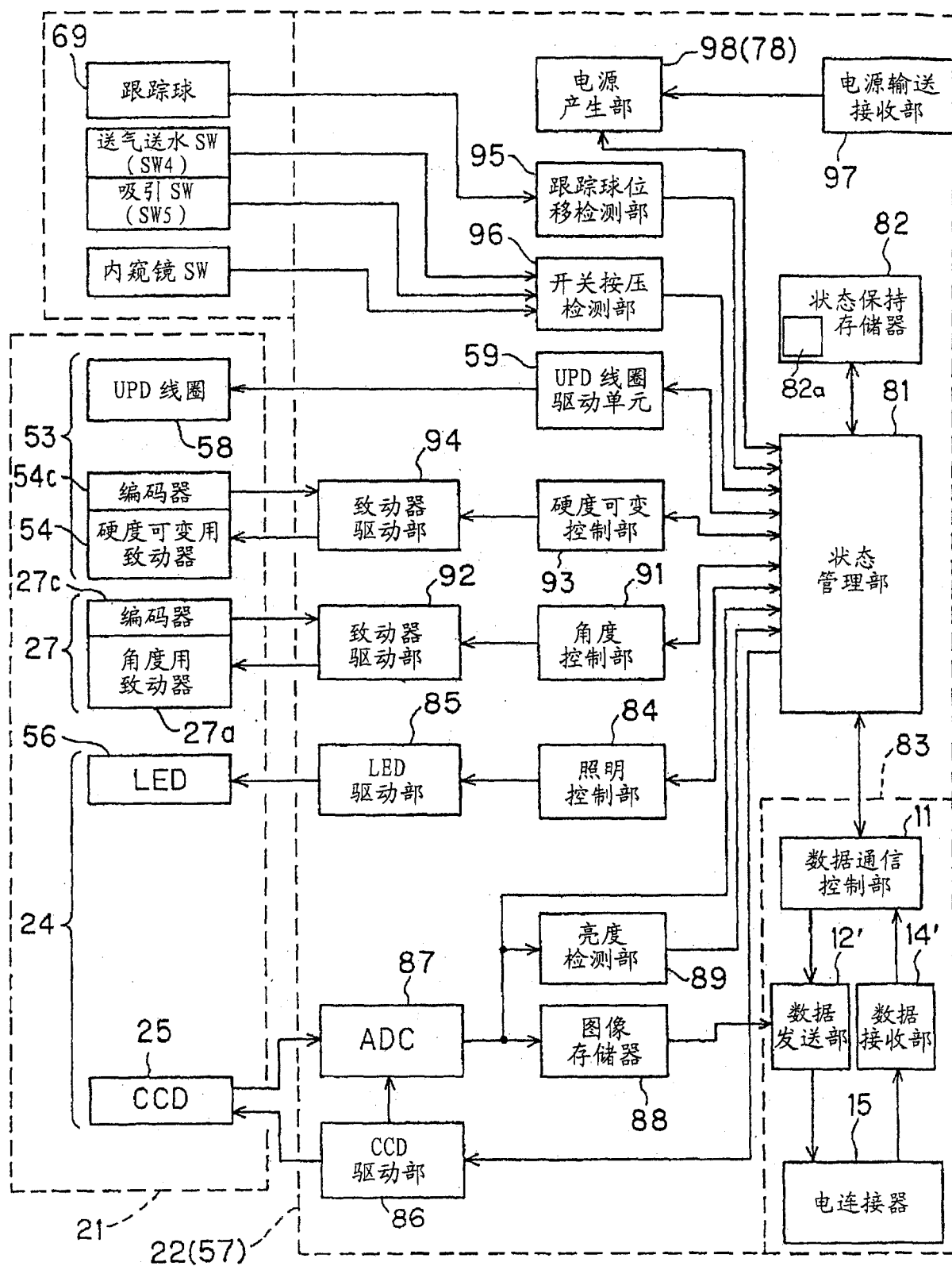


图 13

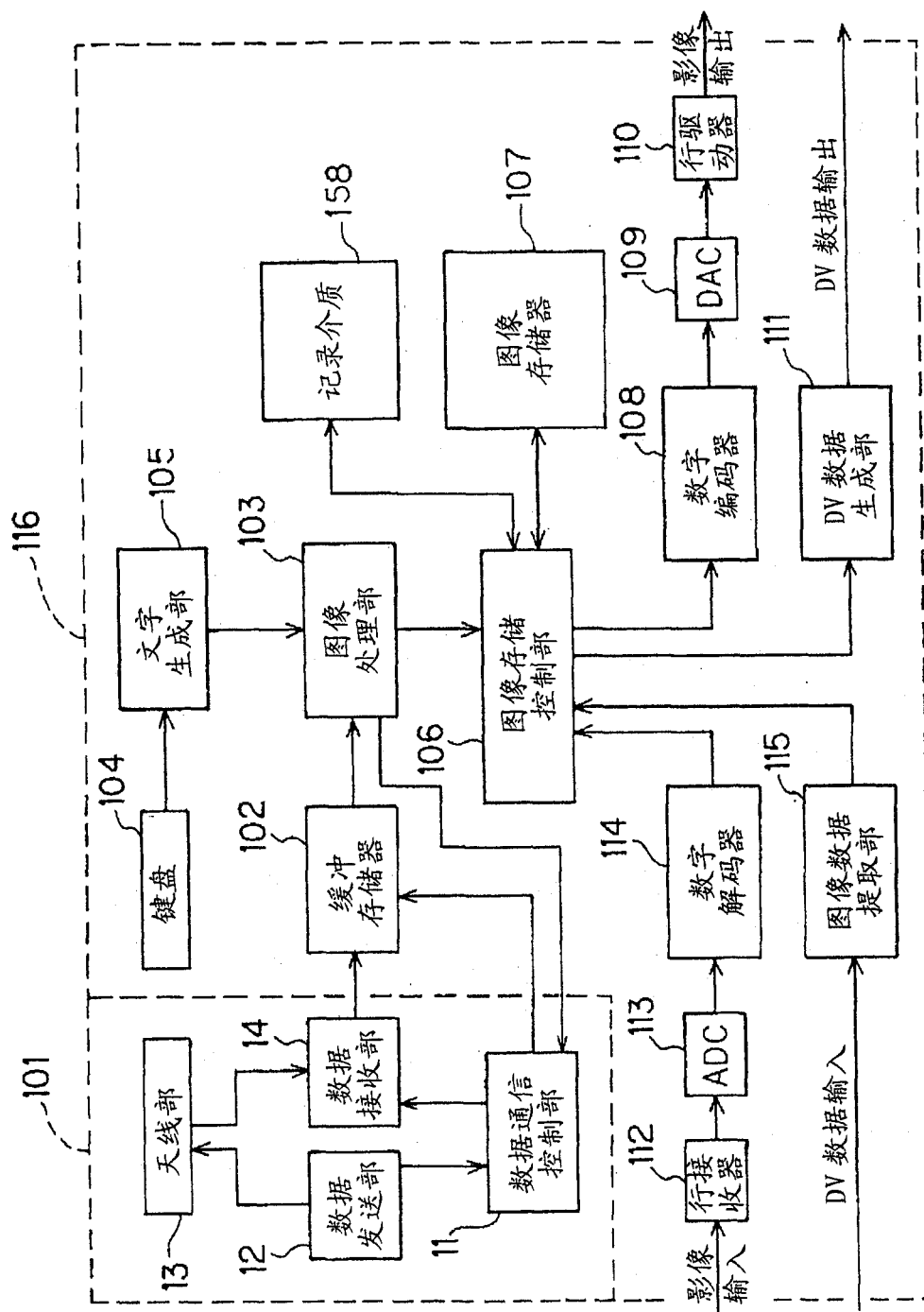
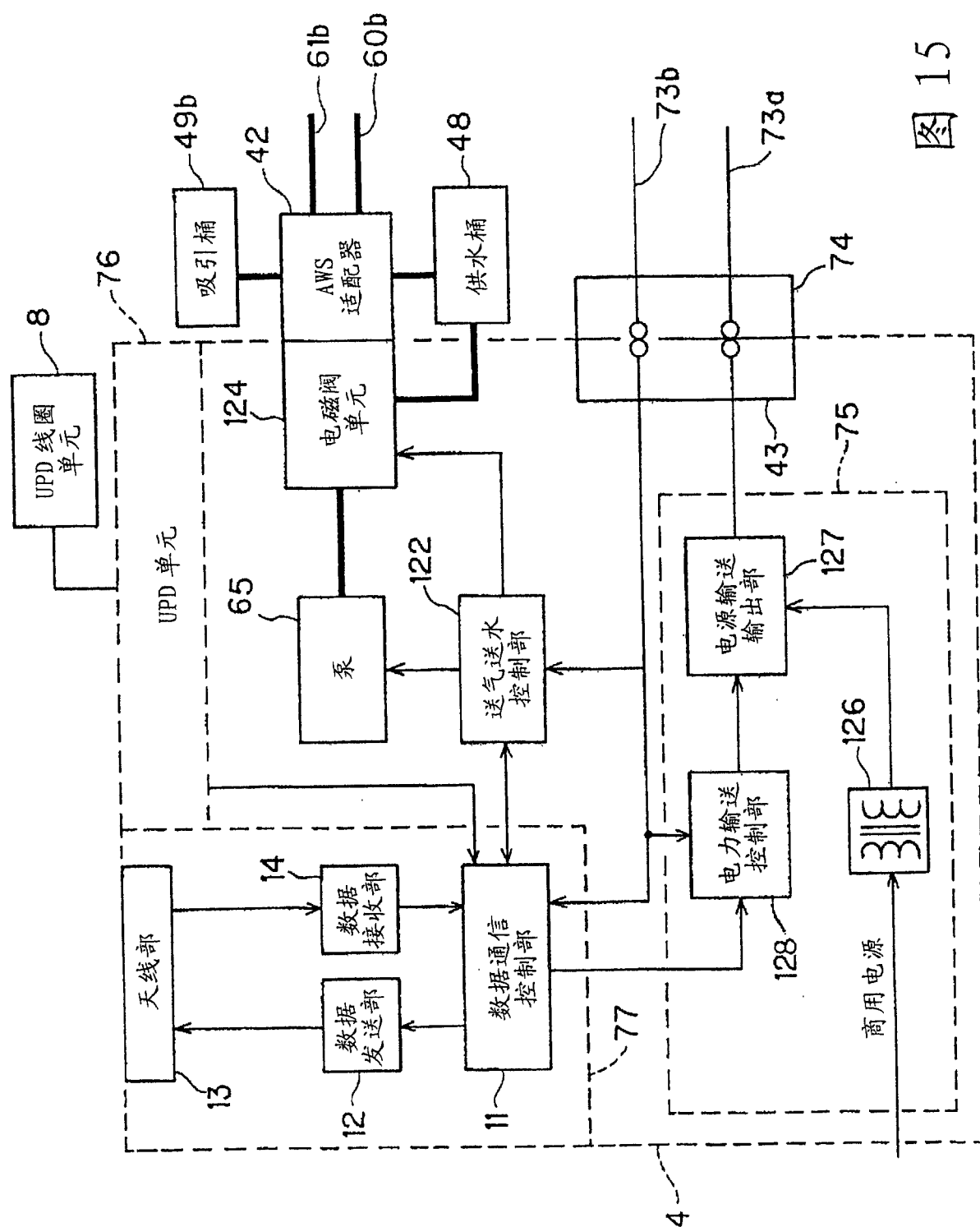


图 14



15

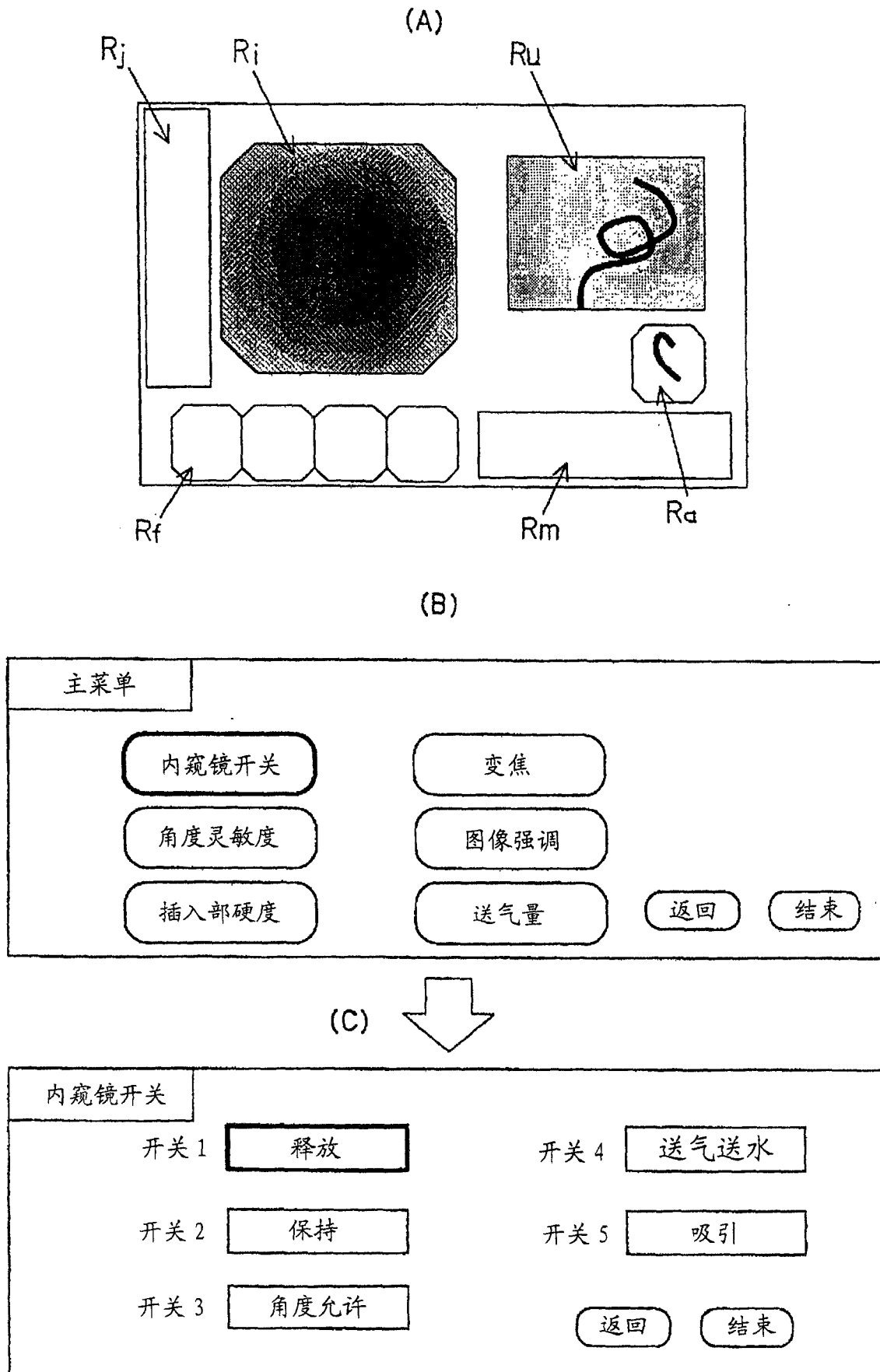


图 16

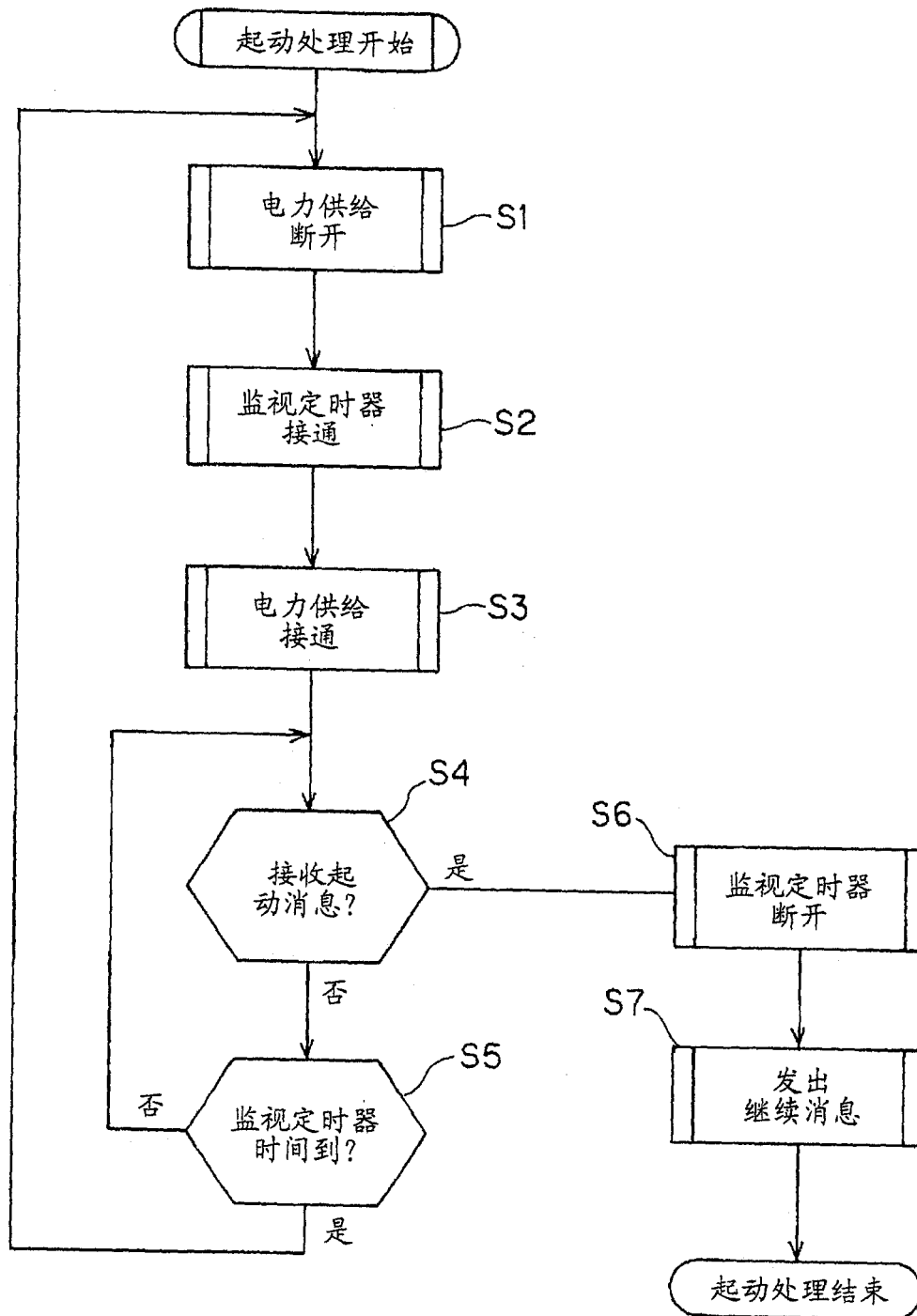


图 17

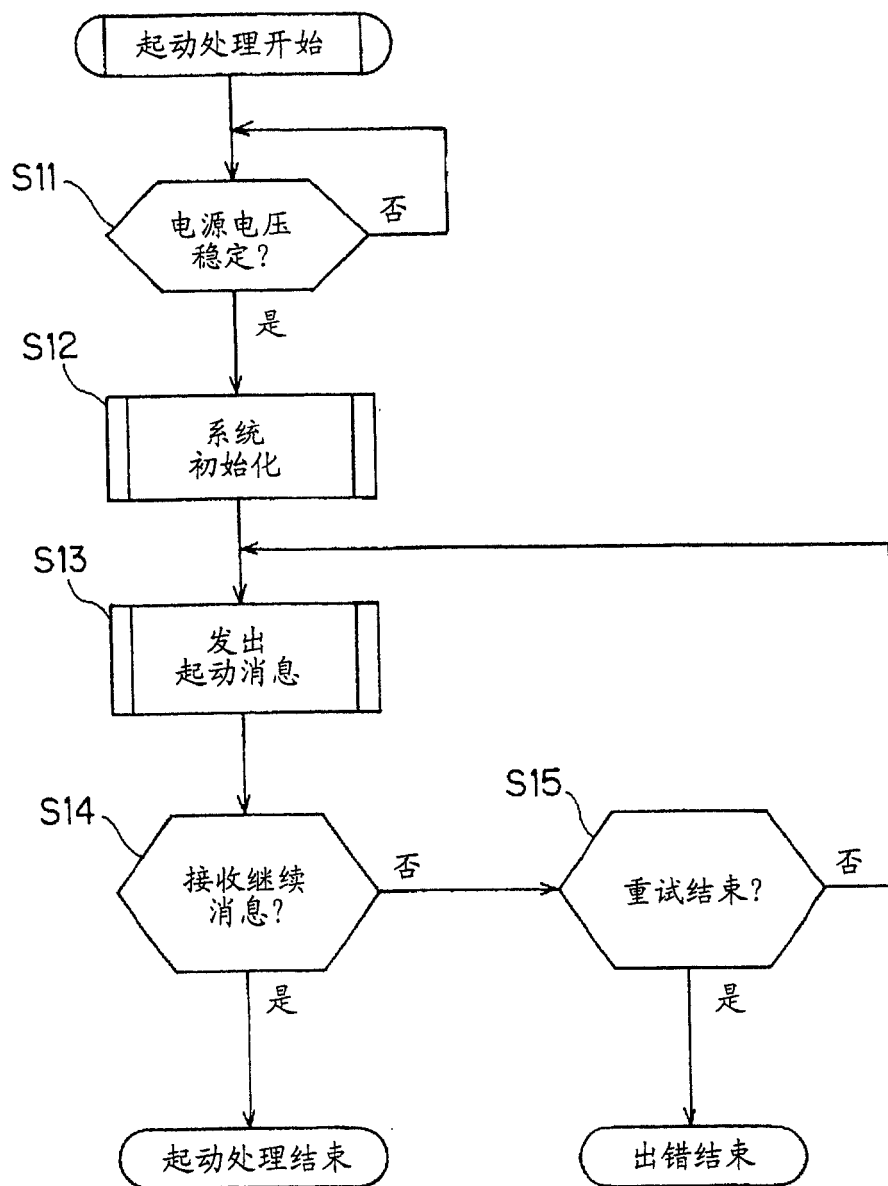


图 18

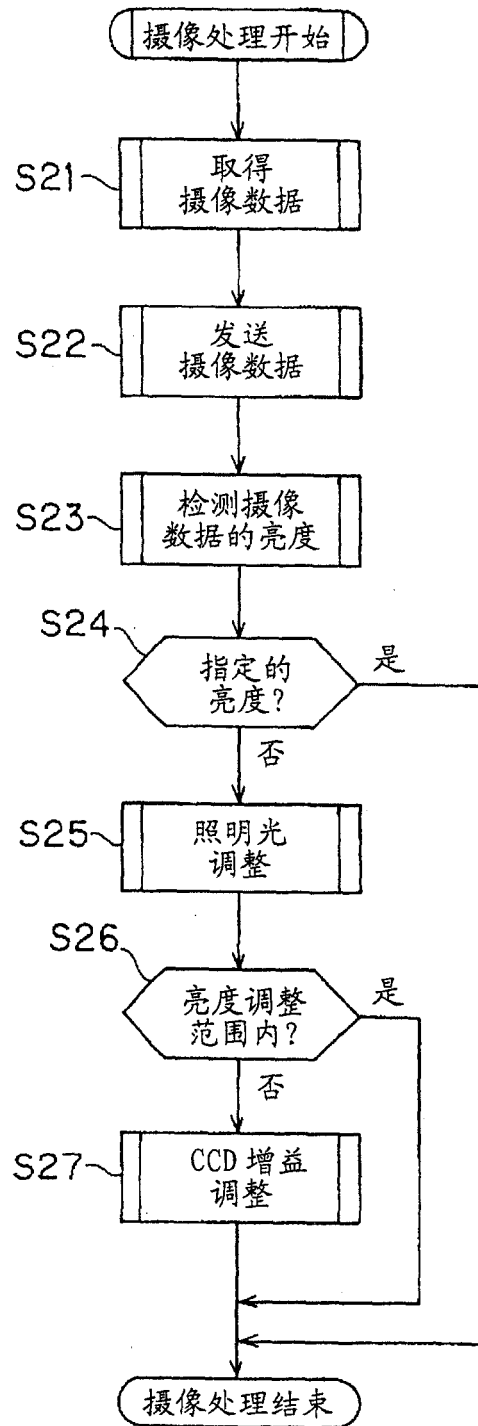


图 19

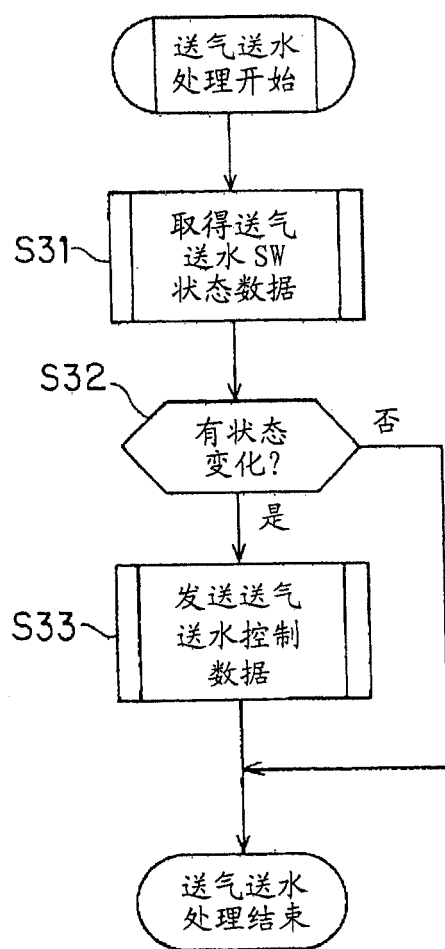


图 20

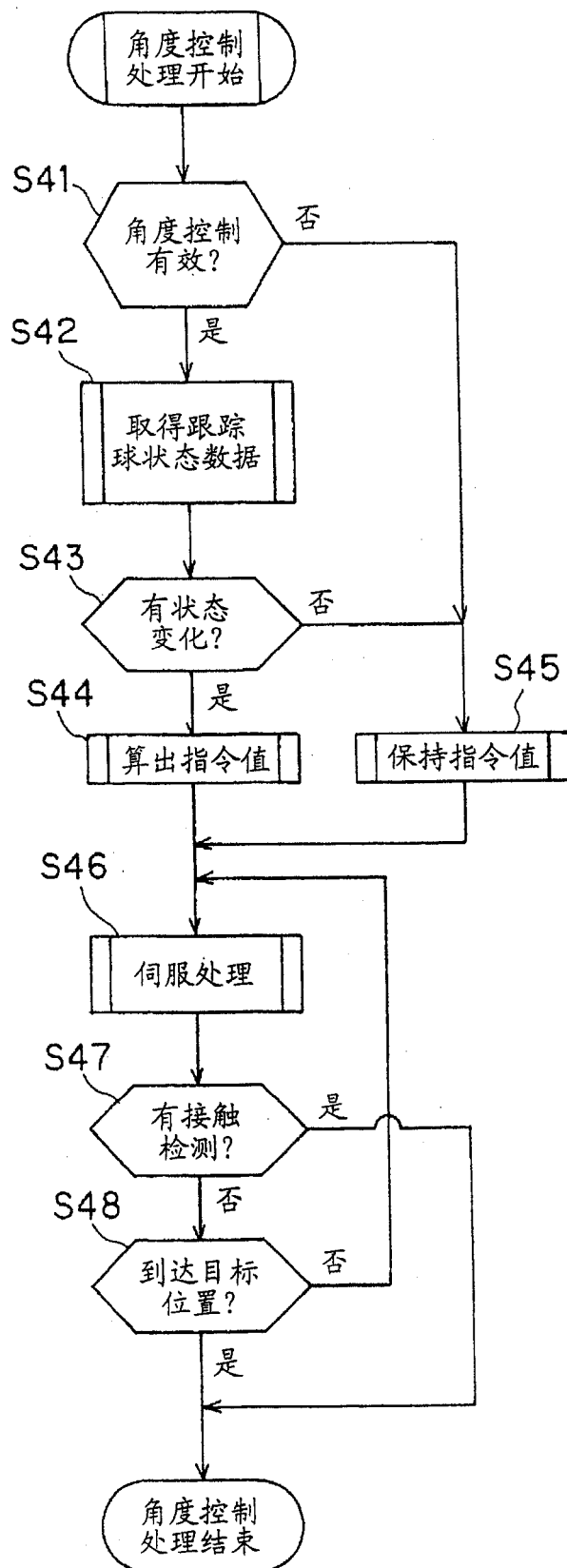


图 21

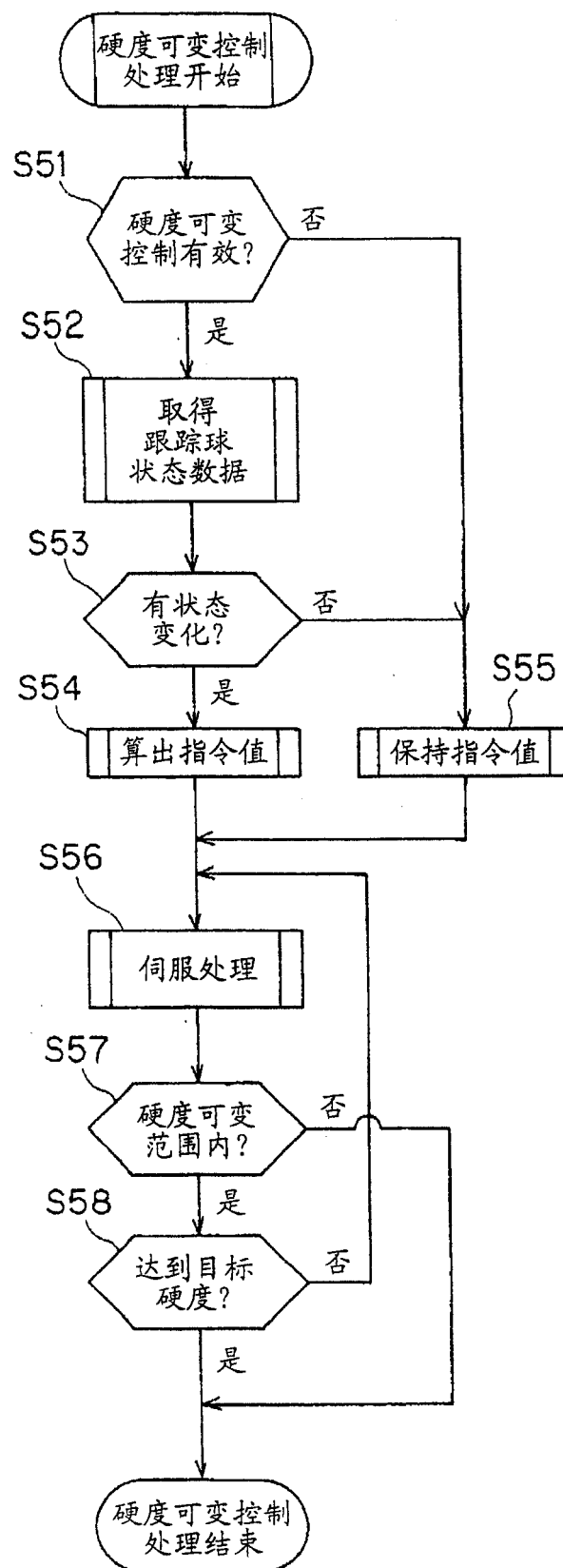


图 22

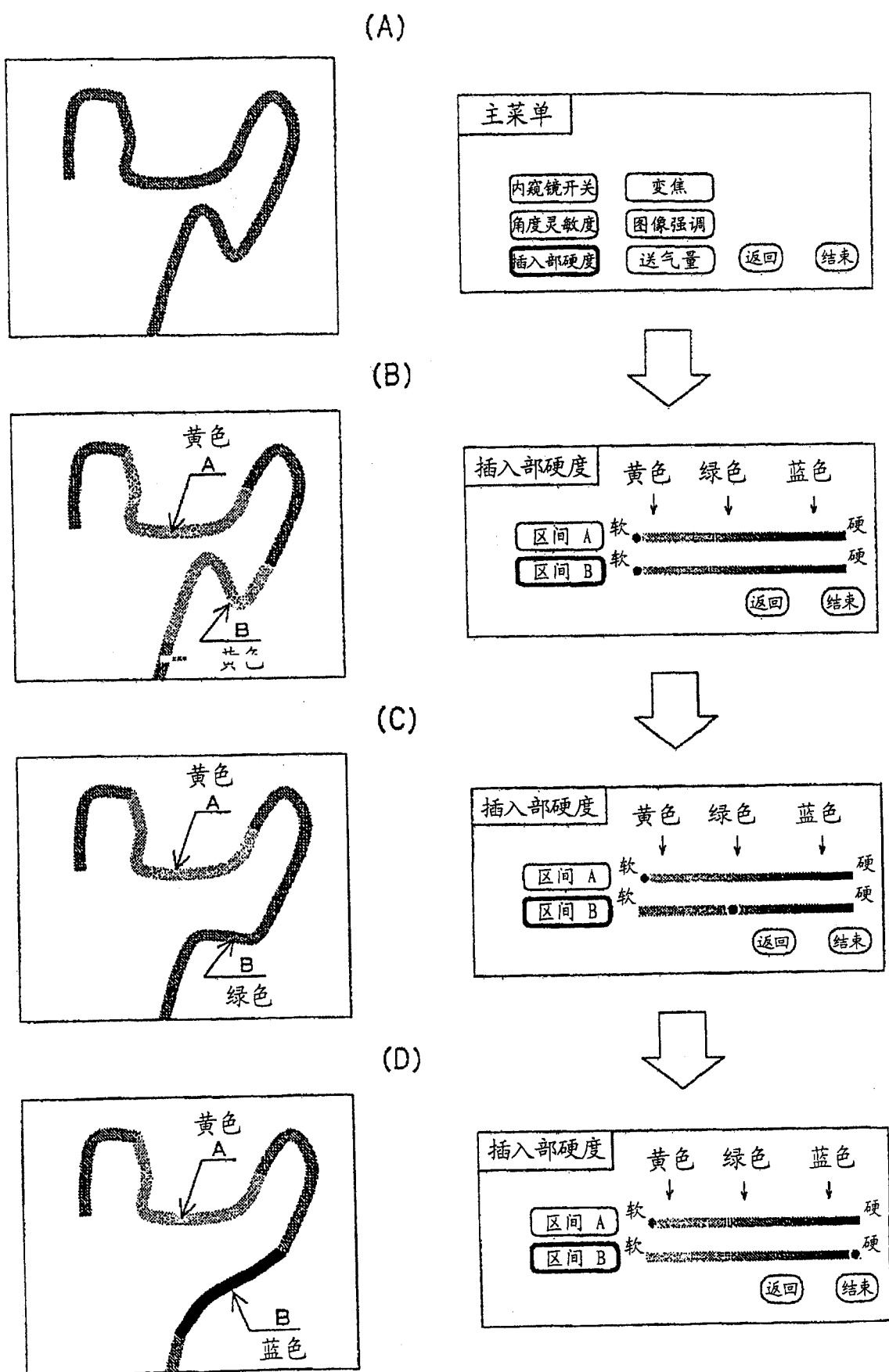


图 23

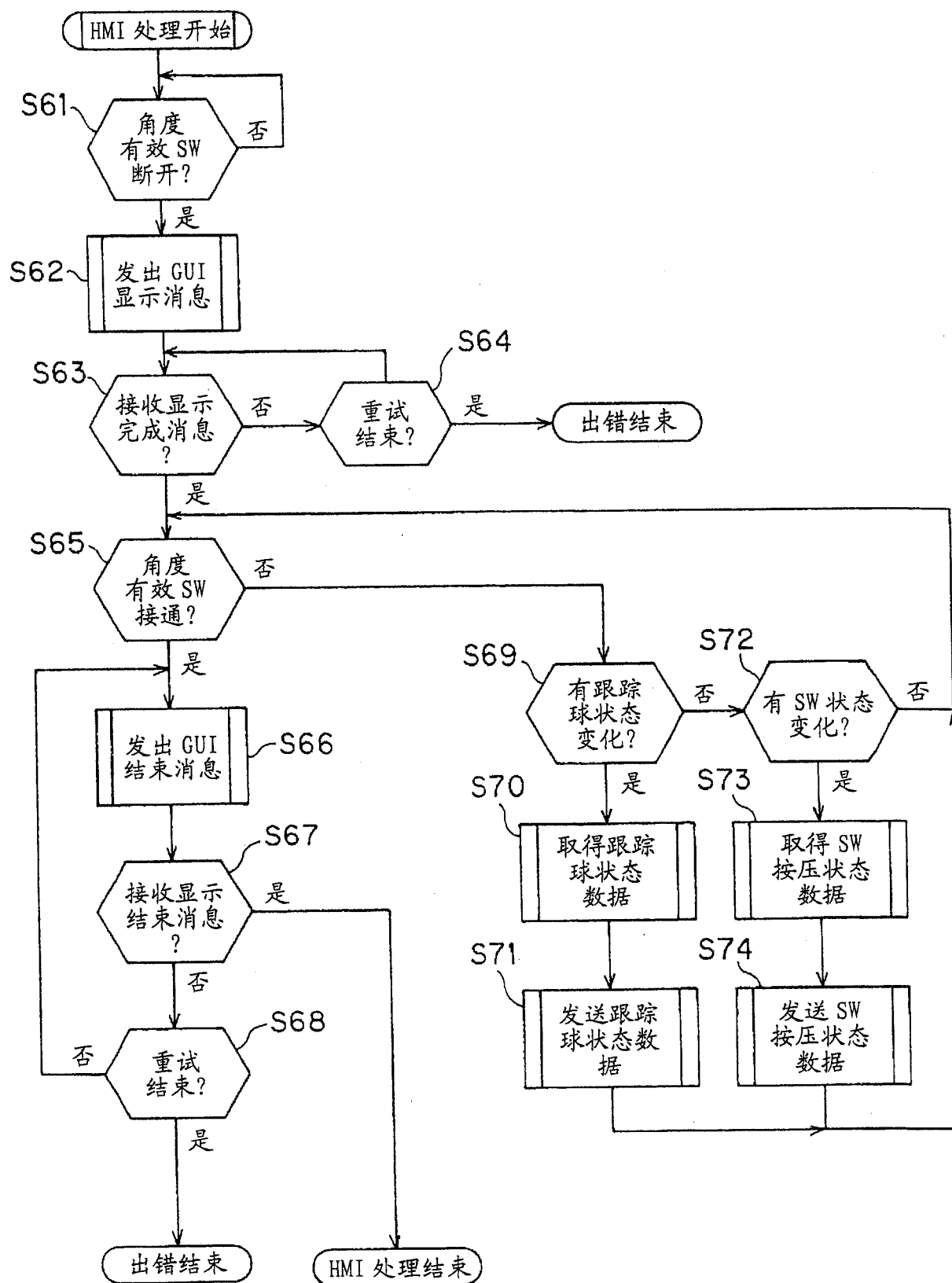


图 24

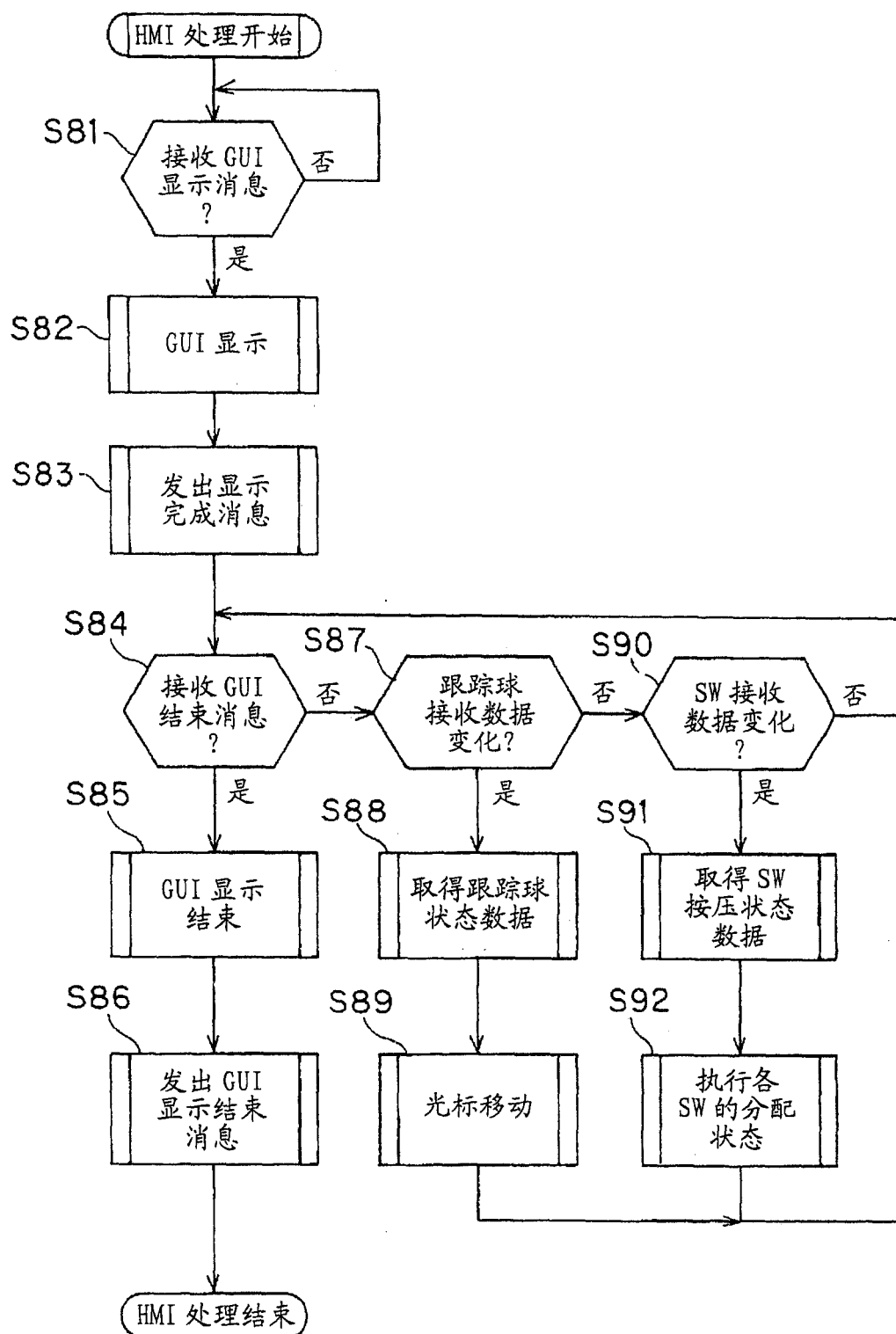


图 25

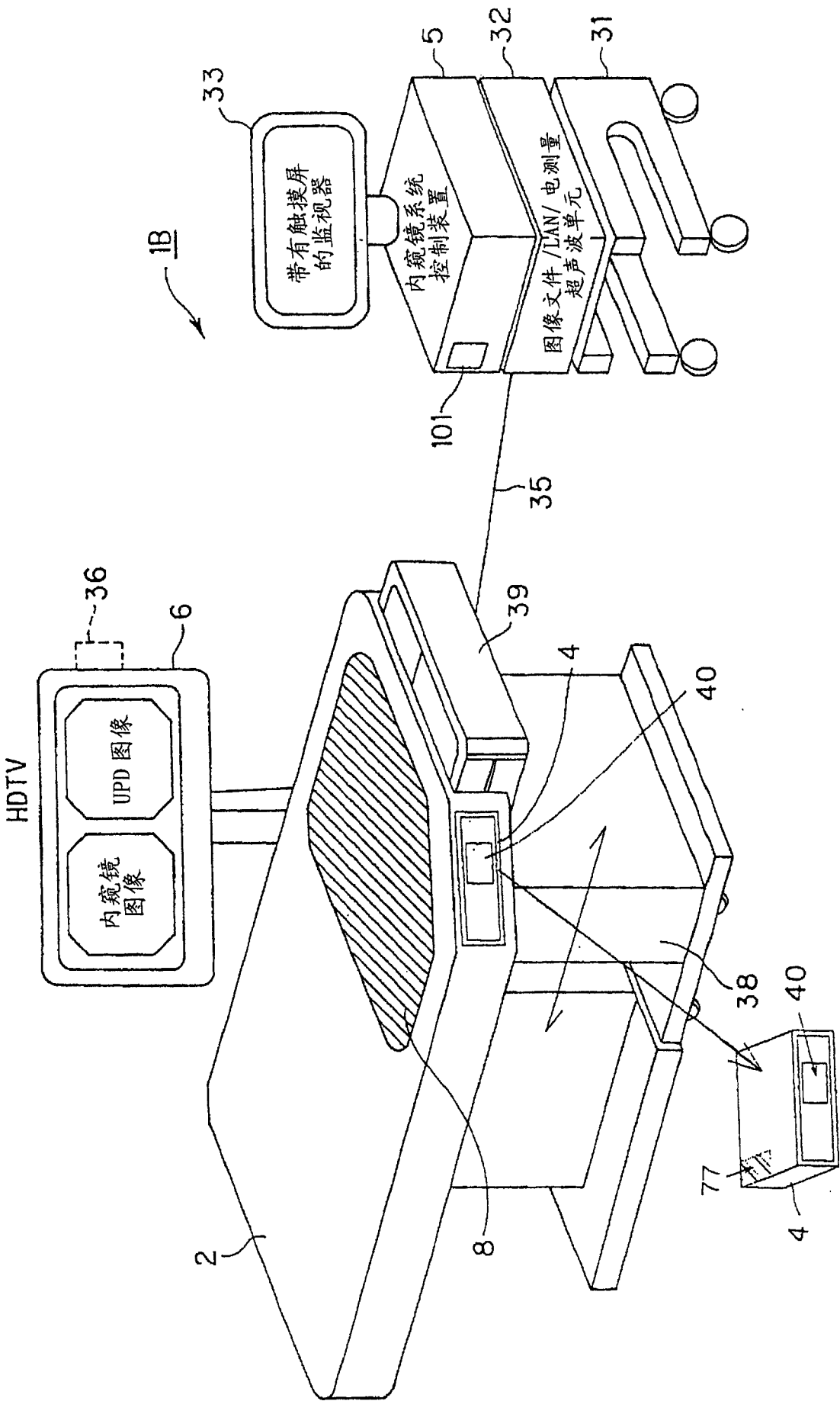


图 26

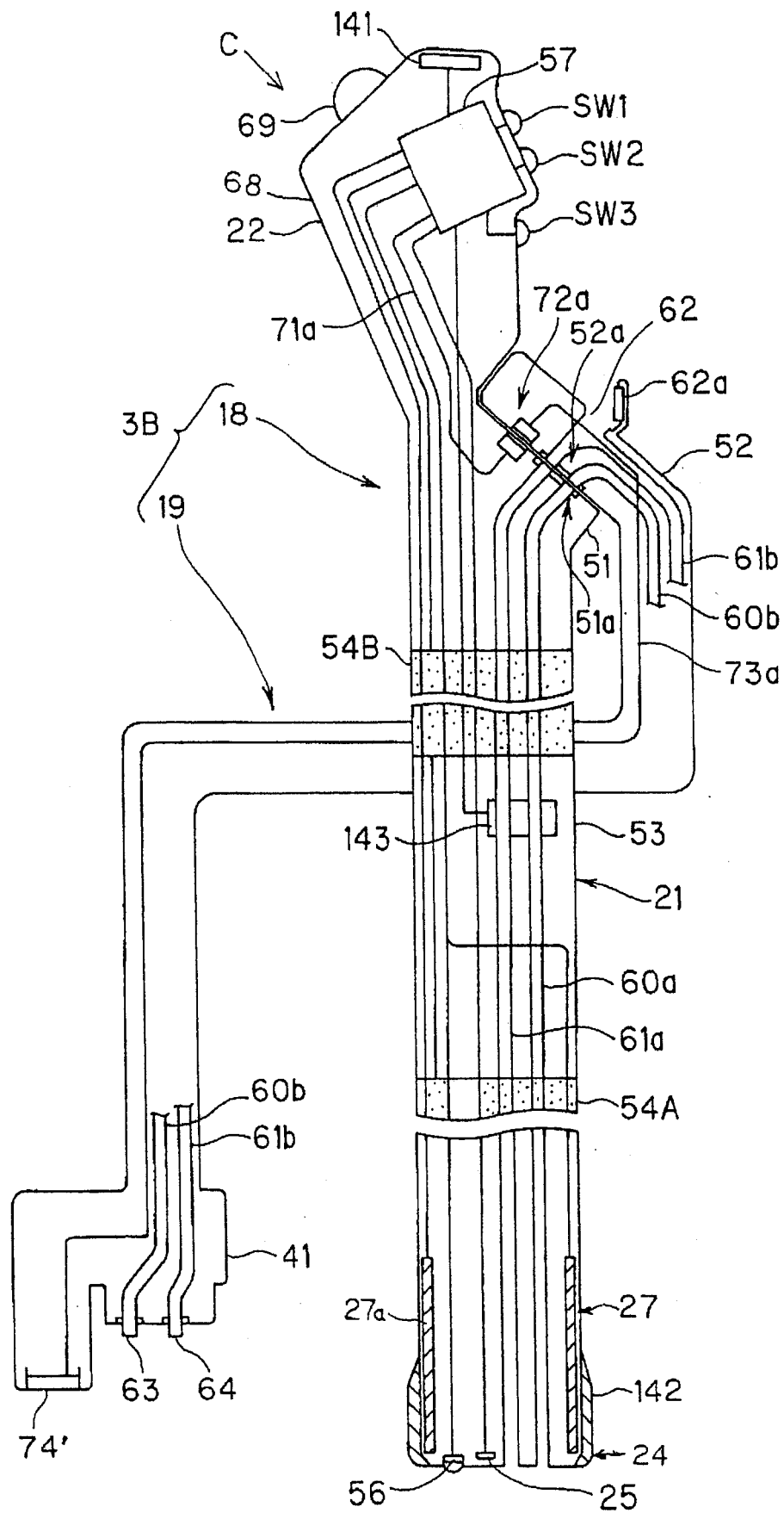


图 27

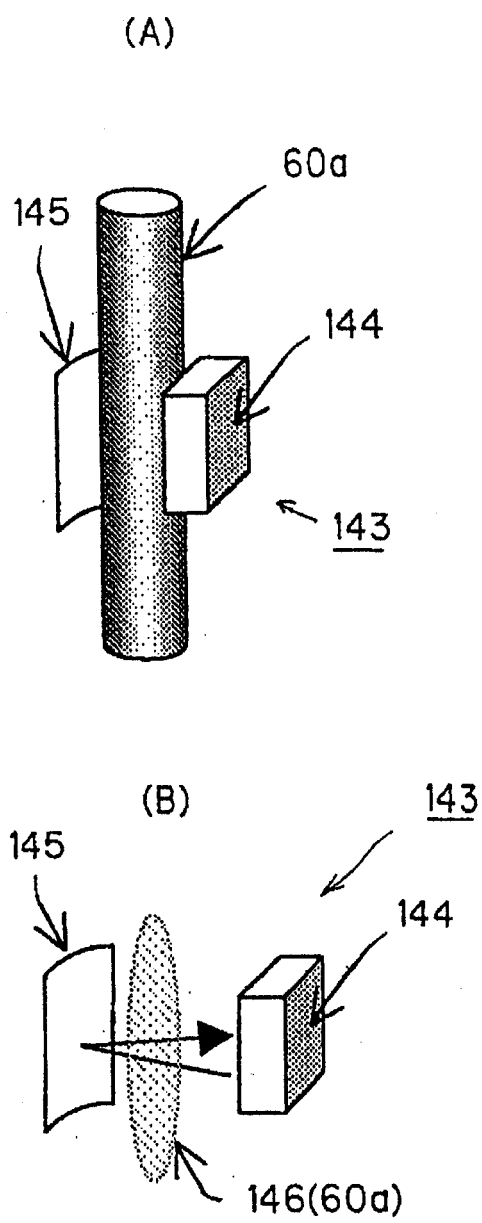


图 28

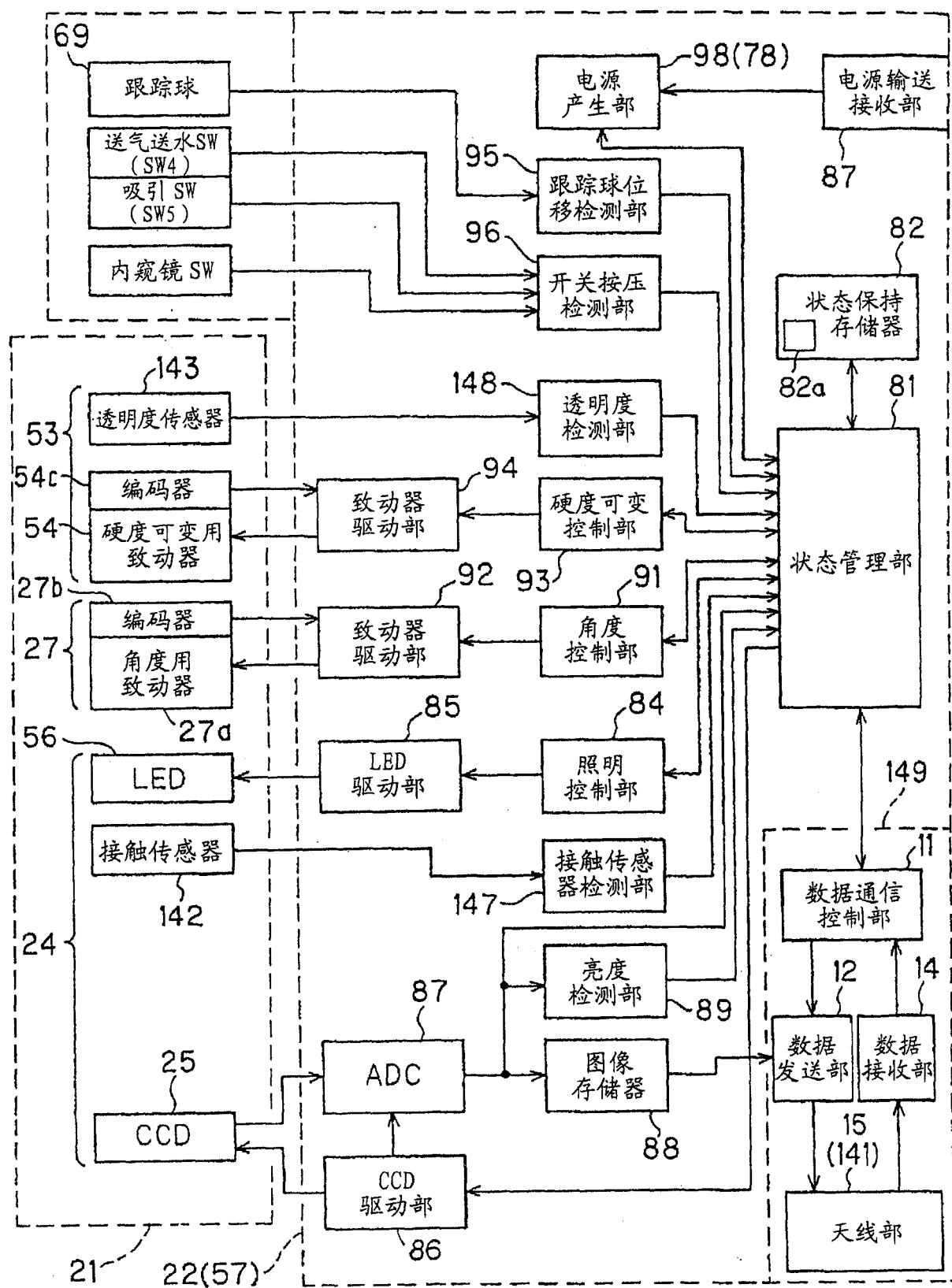


图 29

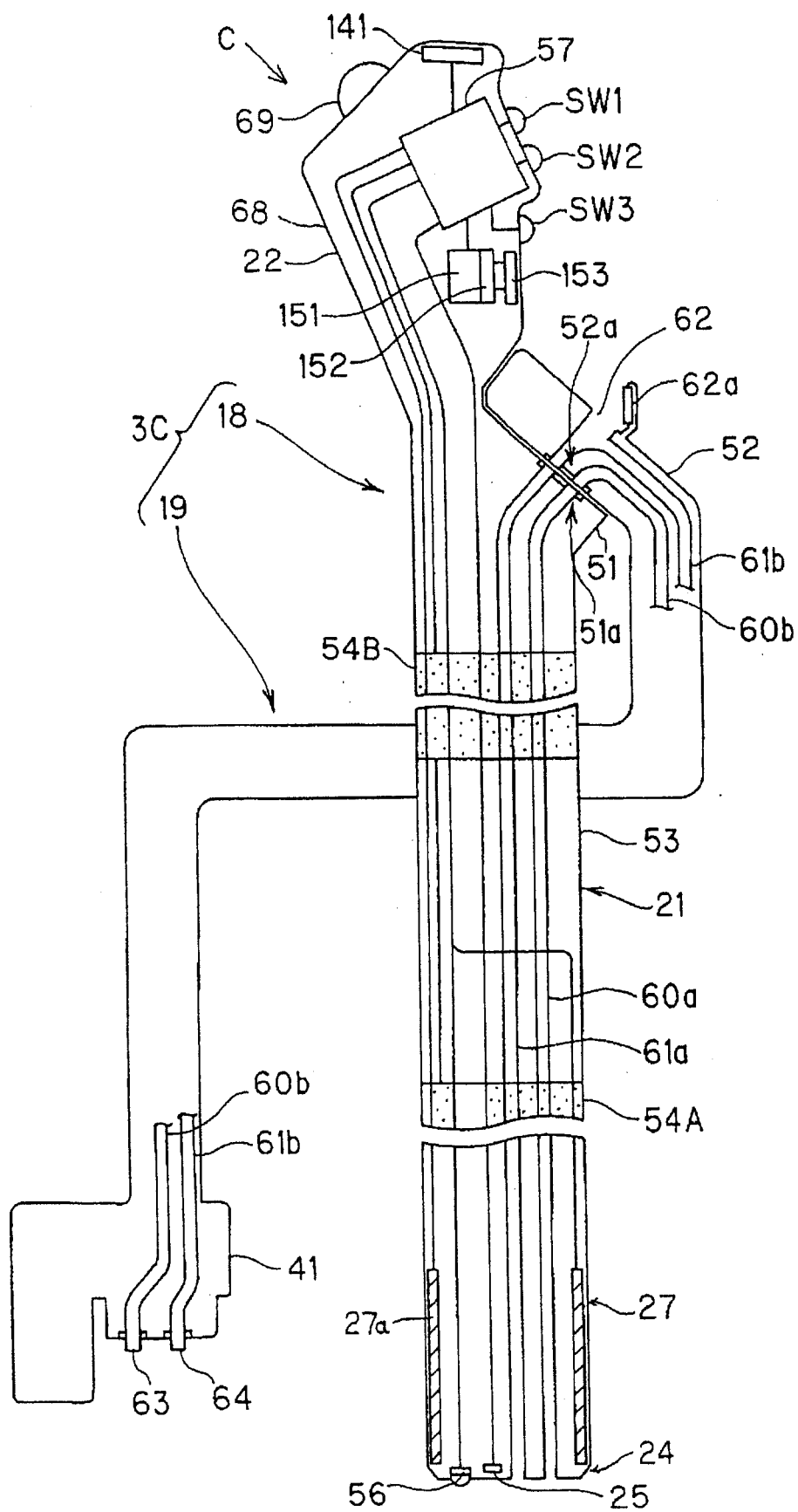


图 30

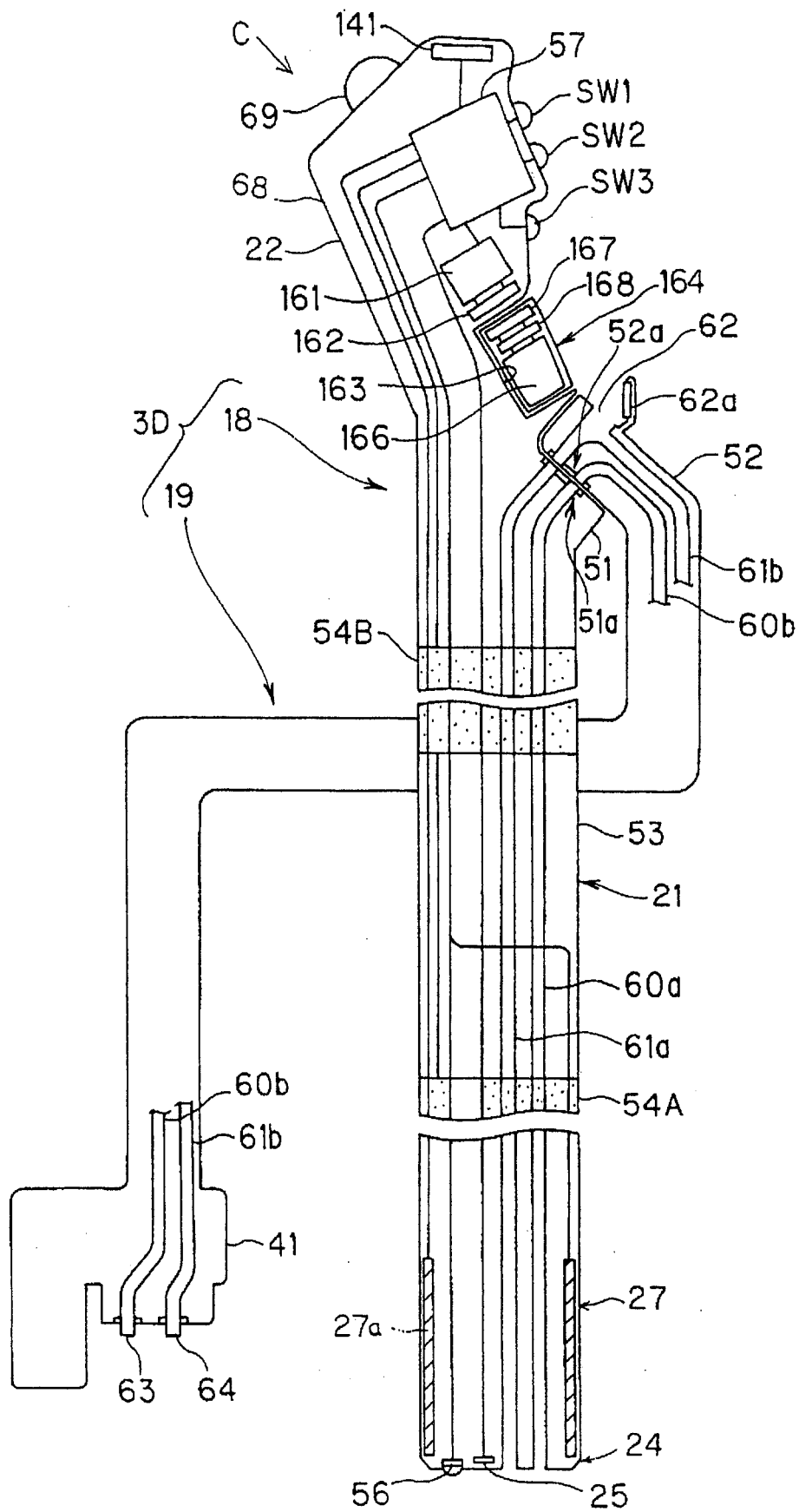
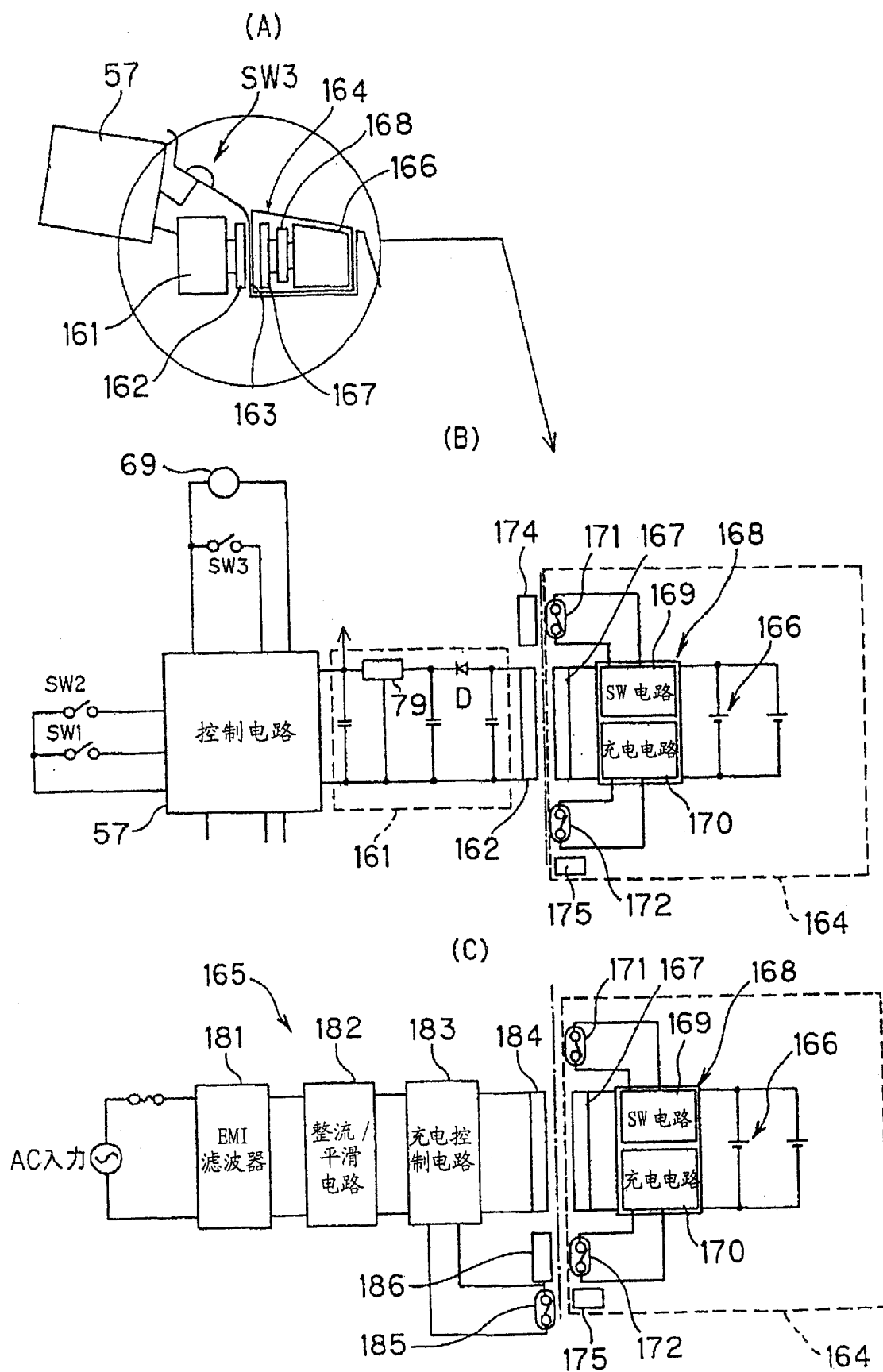


图 31



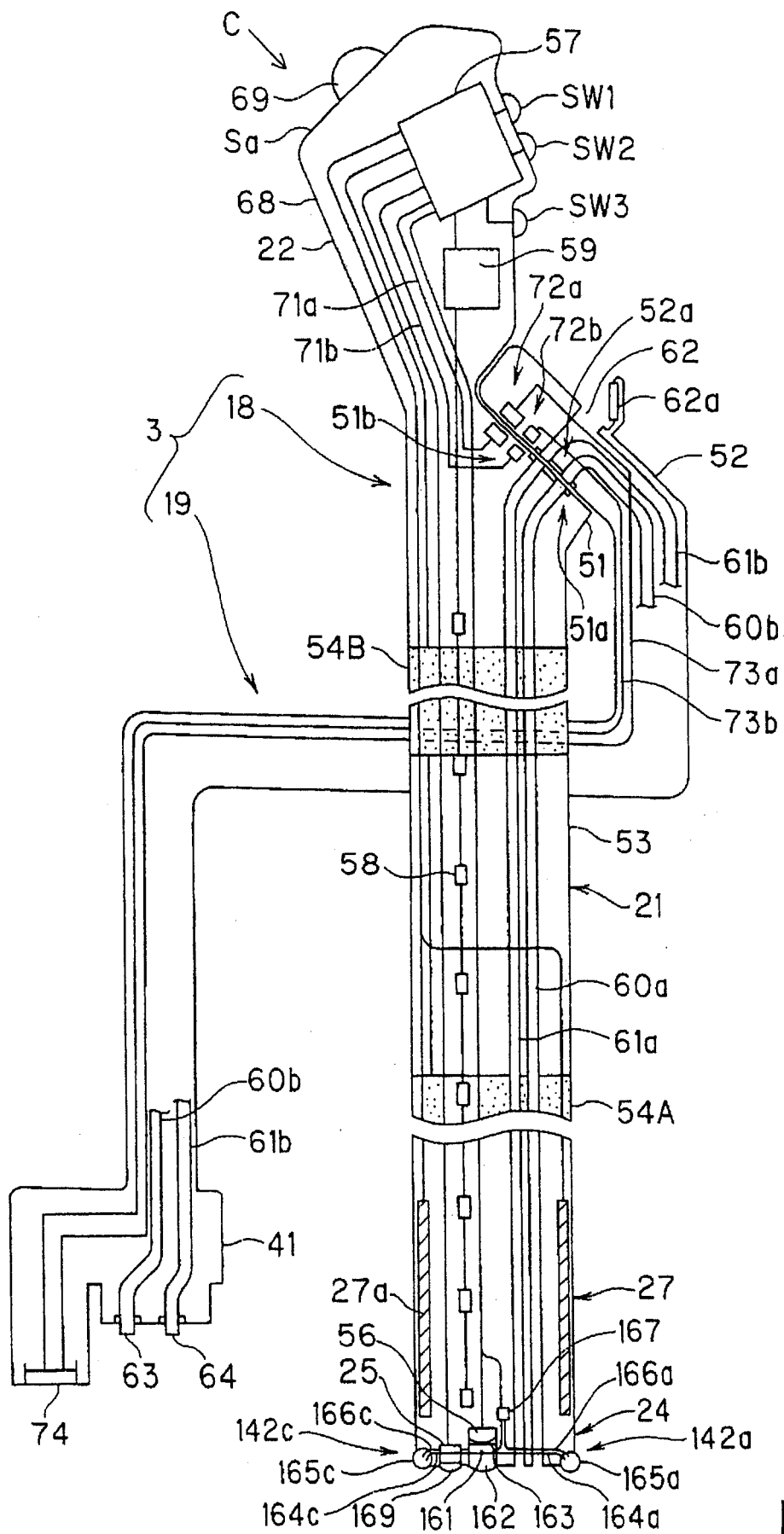


图 33

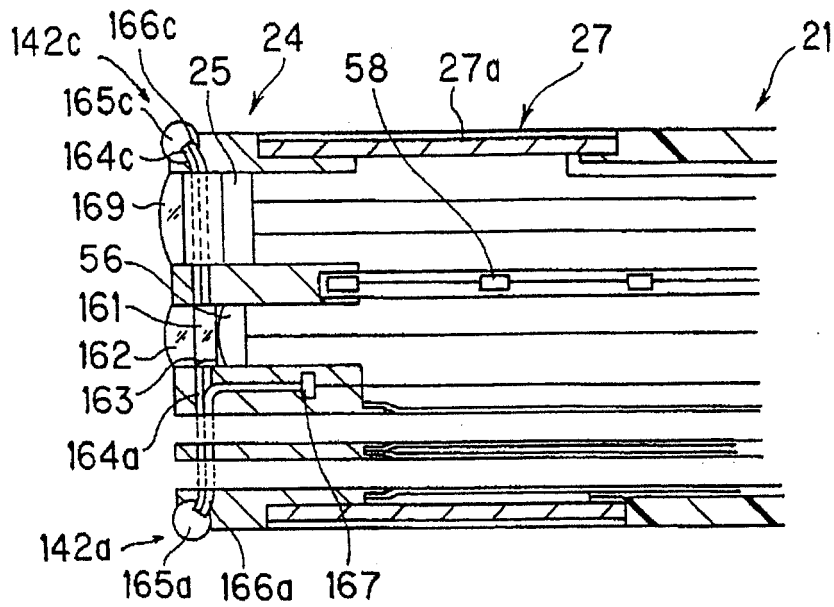
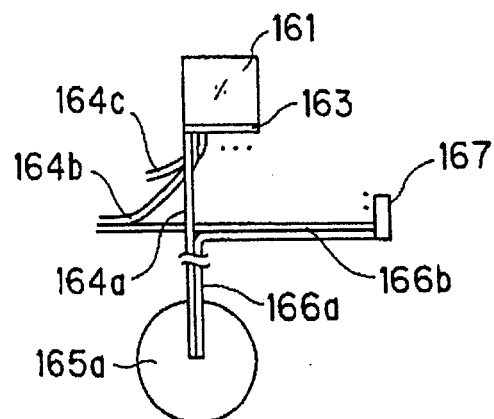


图 34

(A)



(B)

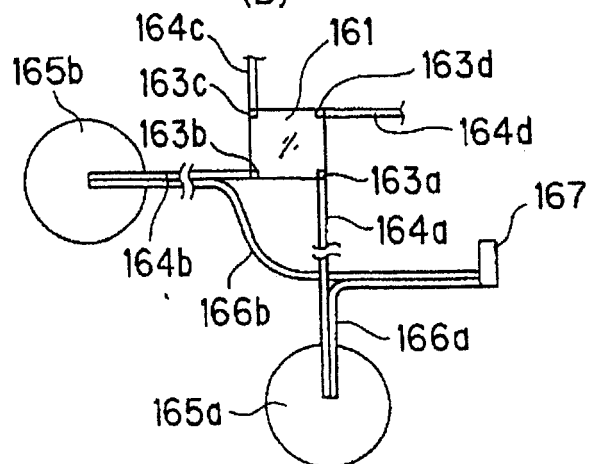


图 35

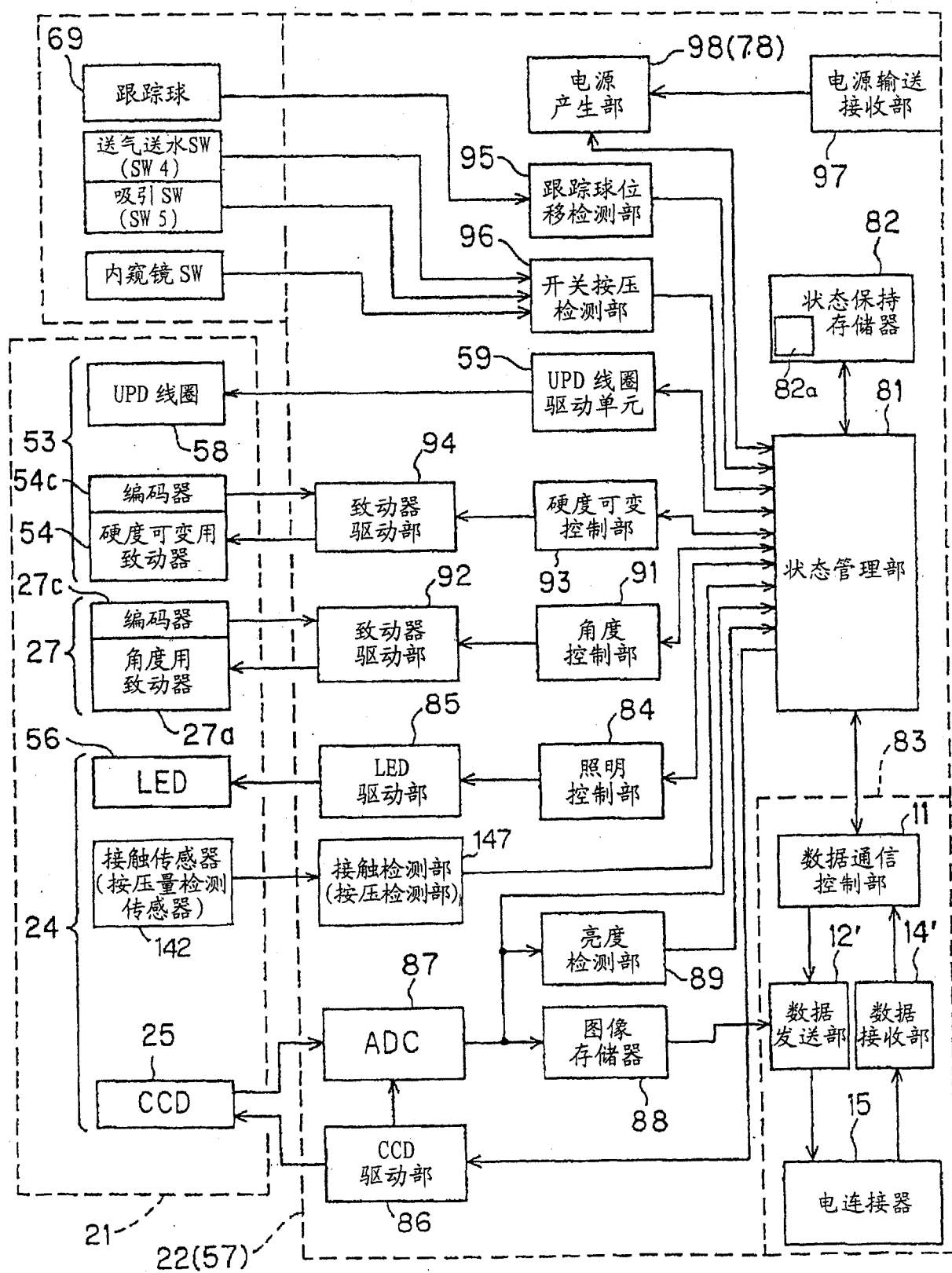


图 36

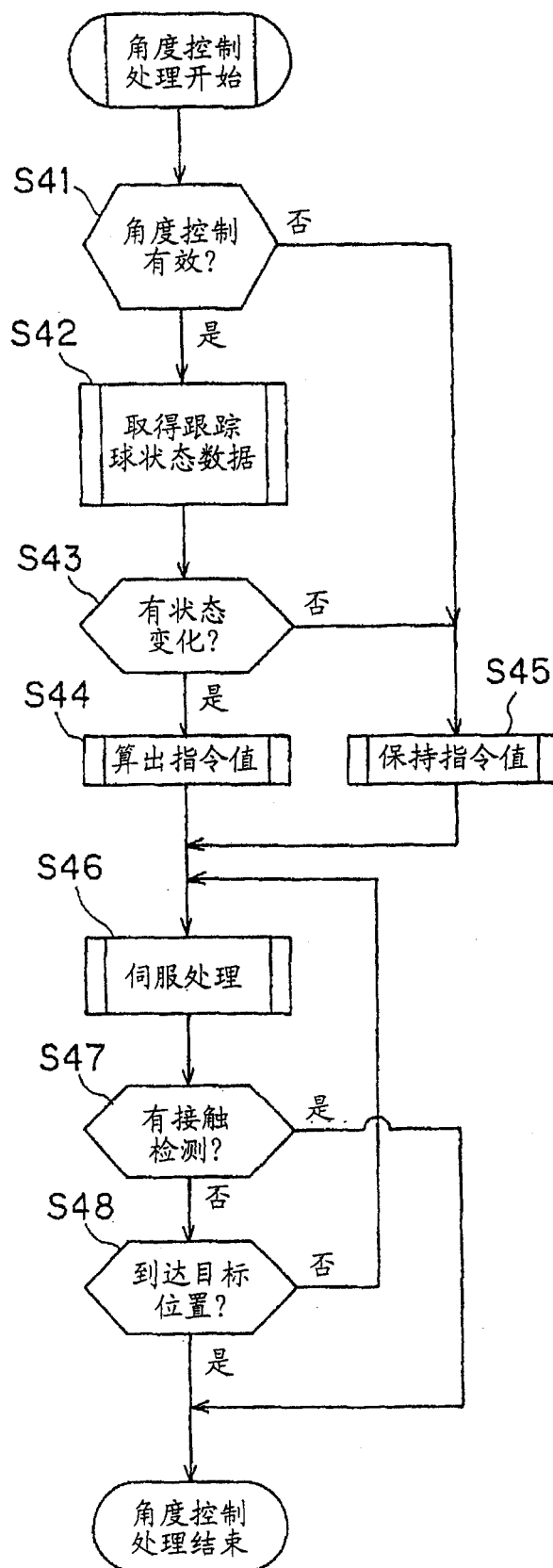


图 37

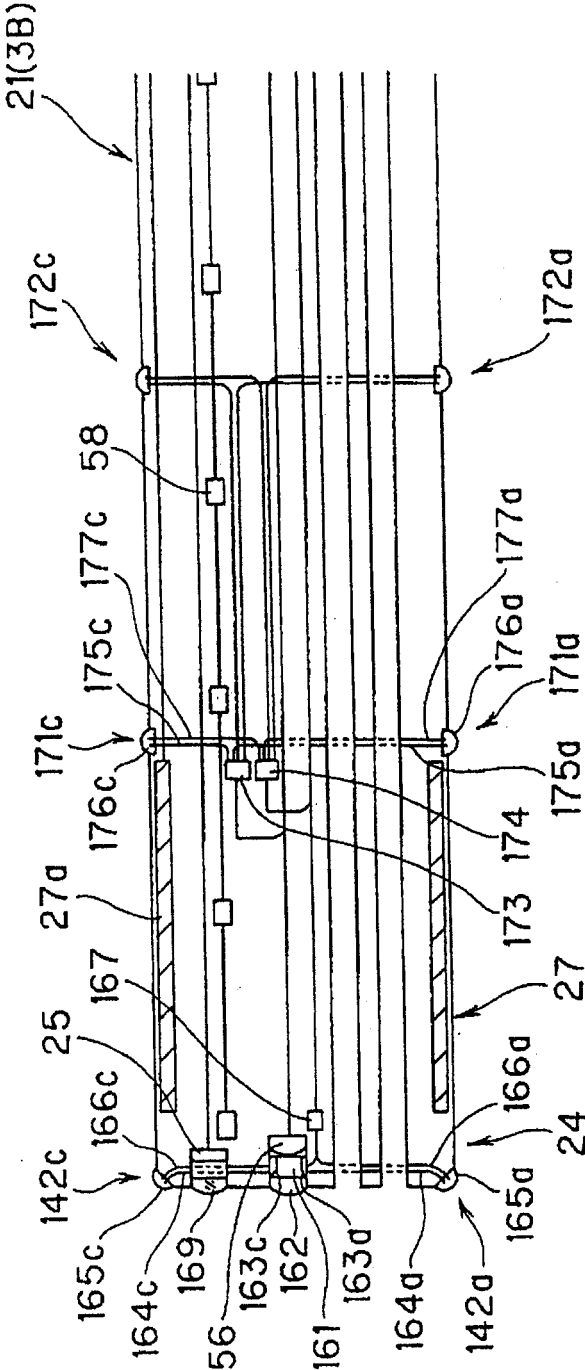


图 38

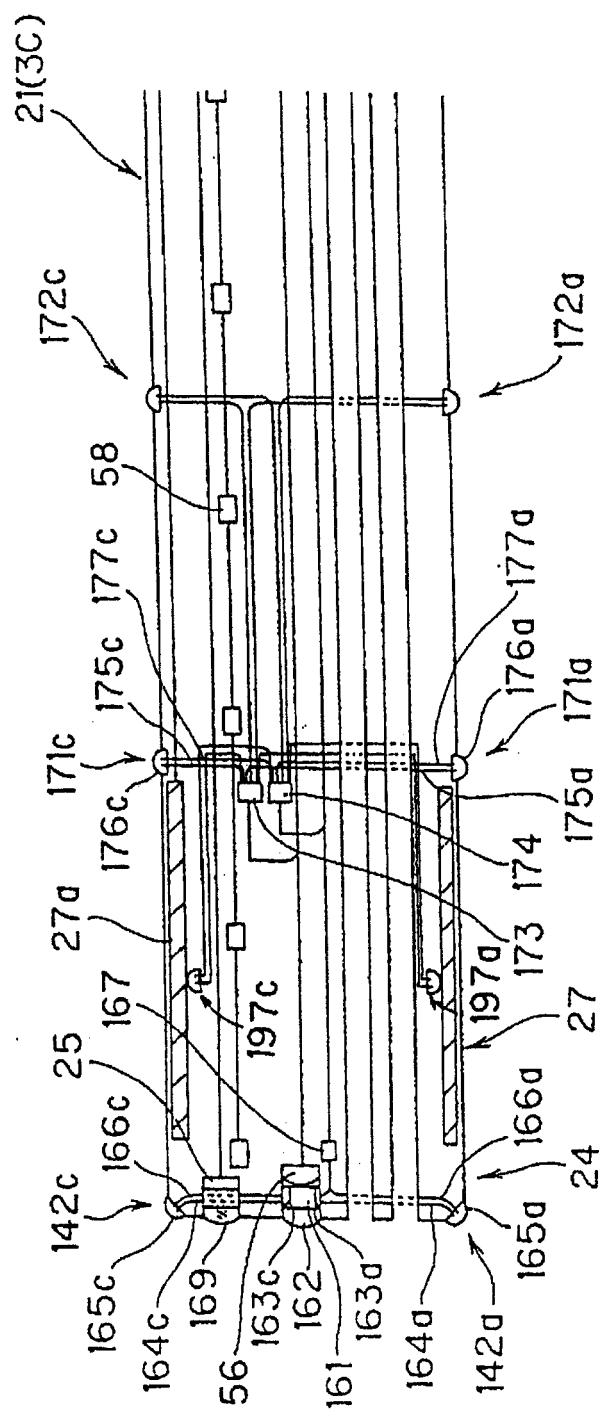


图 39

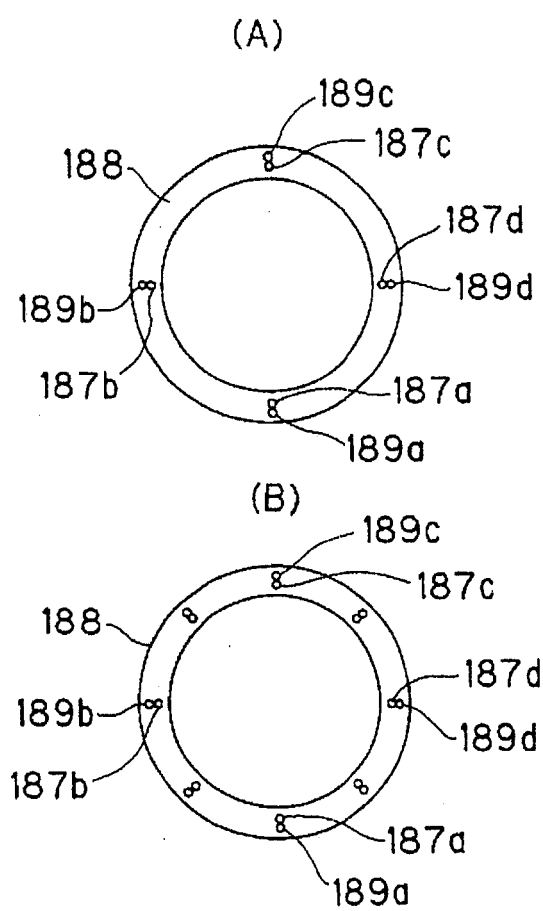


图 42

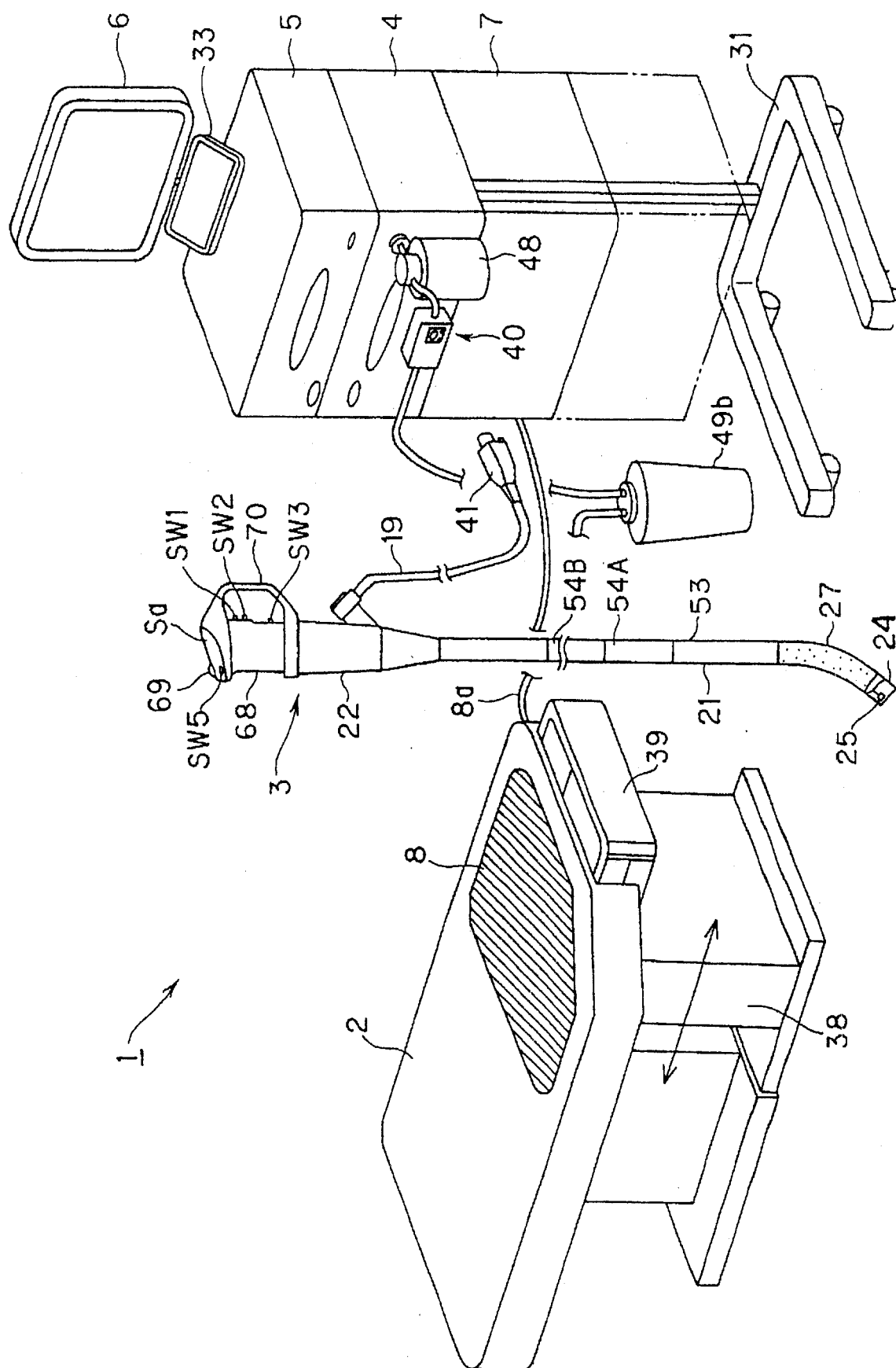


图 43

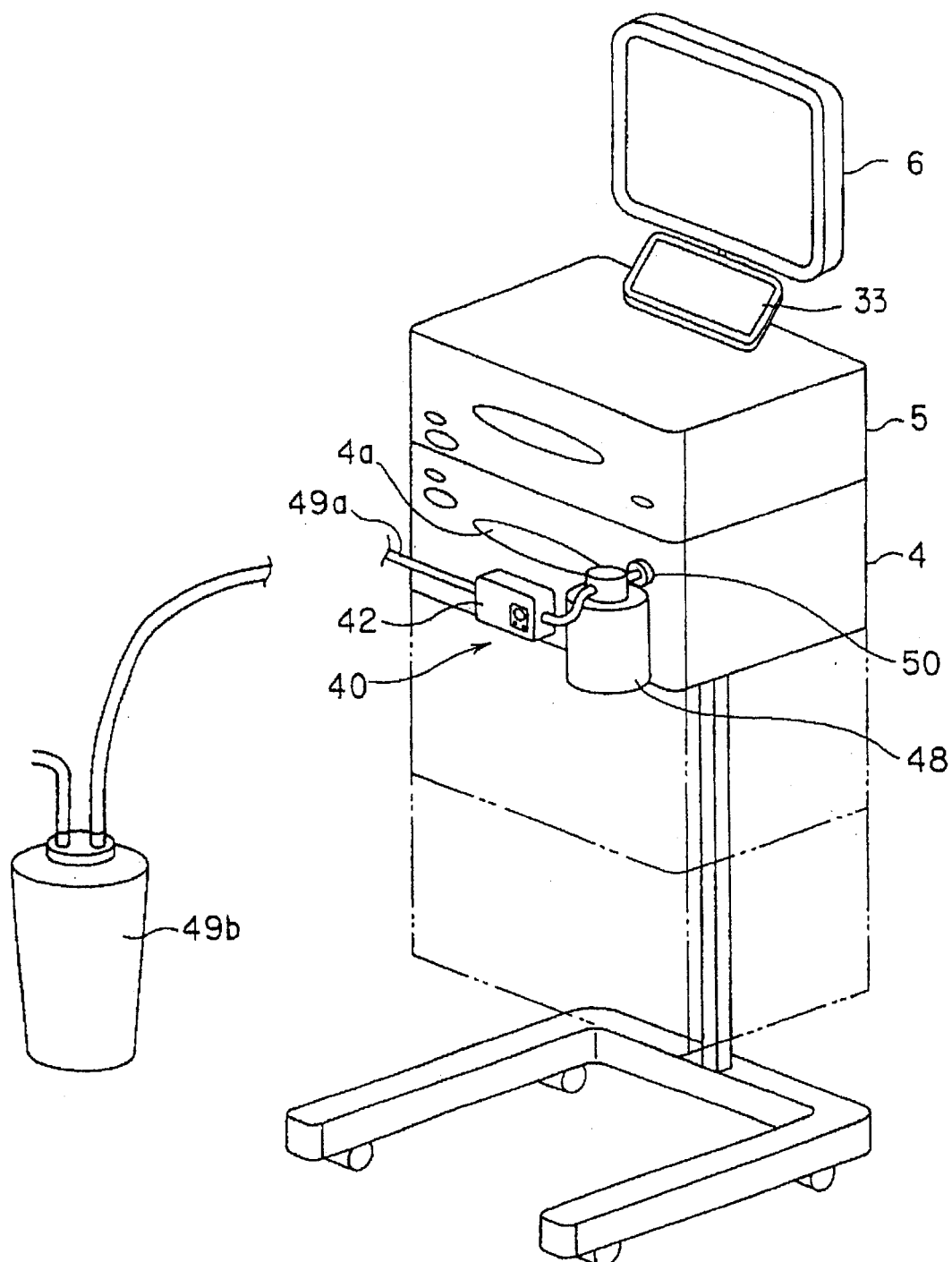


图 44

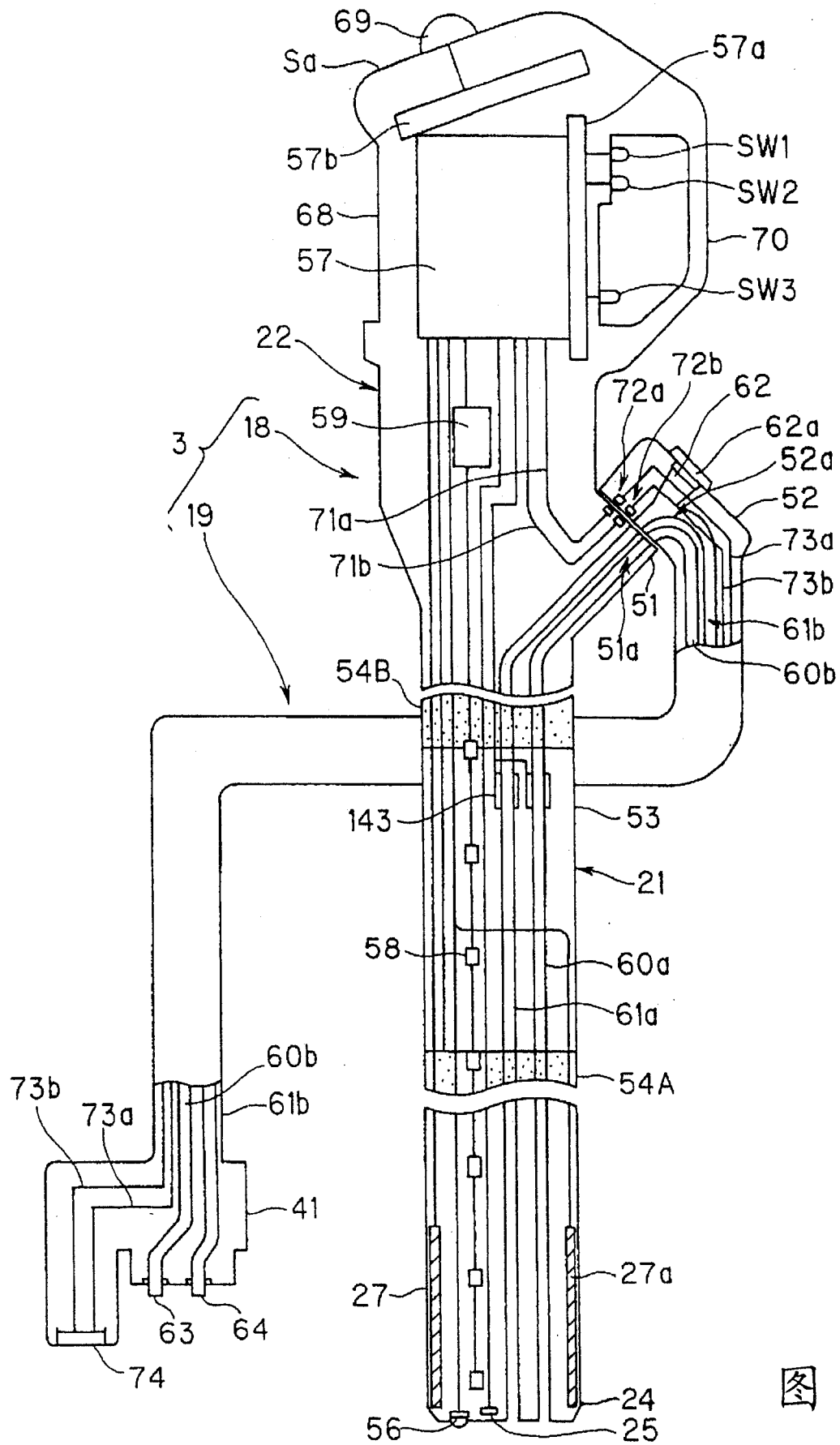


图 45

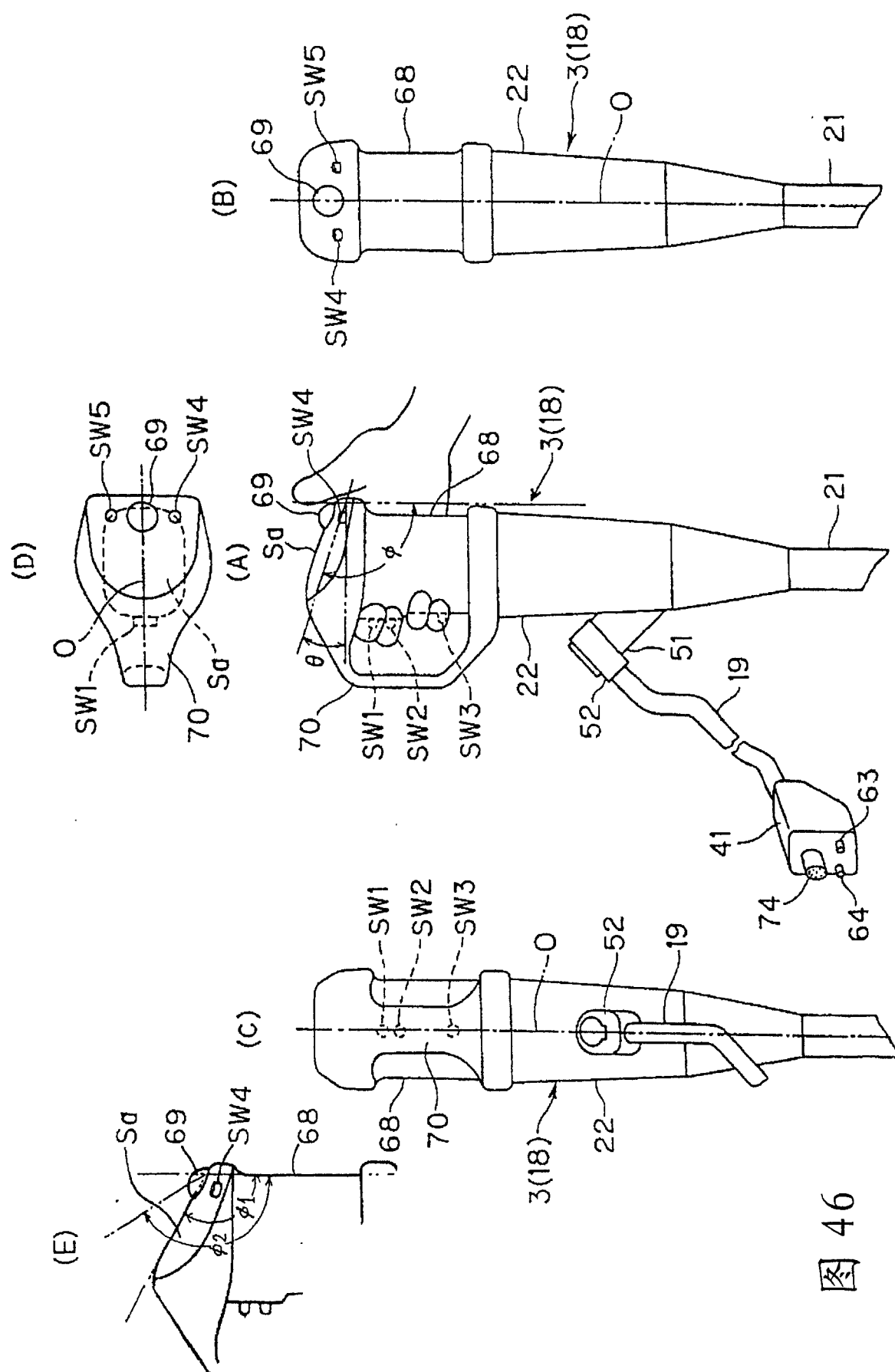


图 46

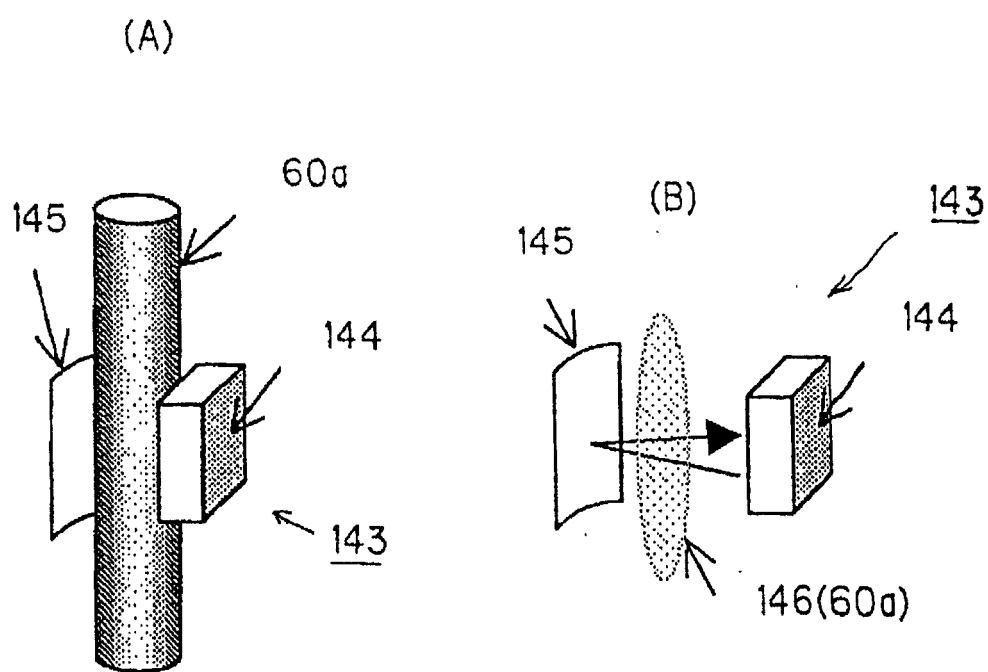


图 47

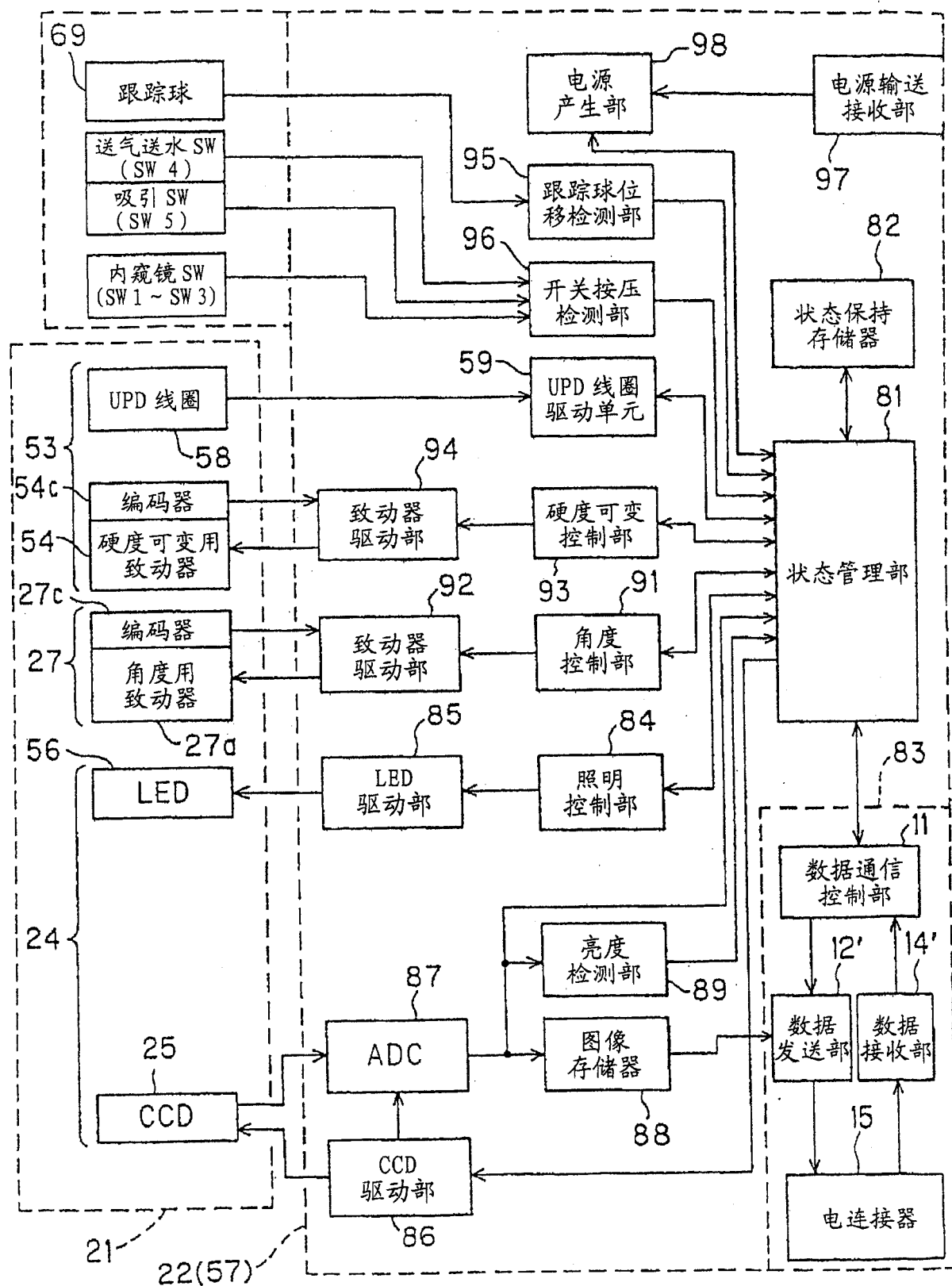


图 48

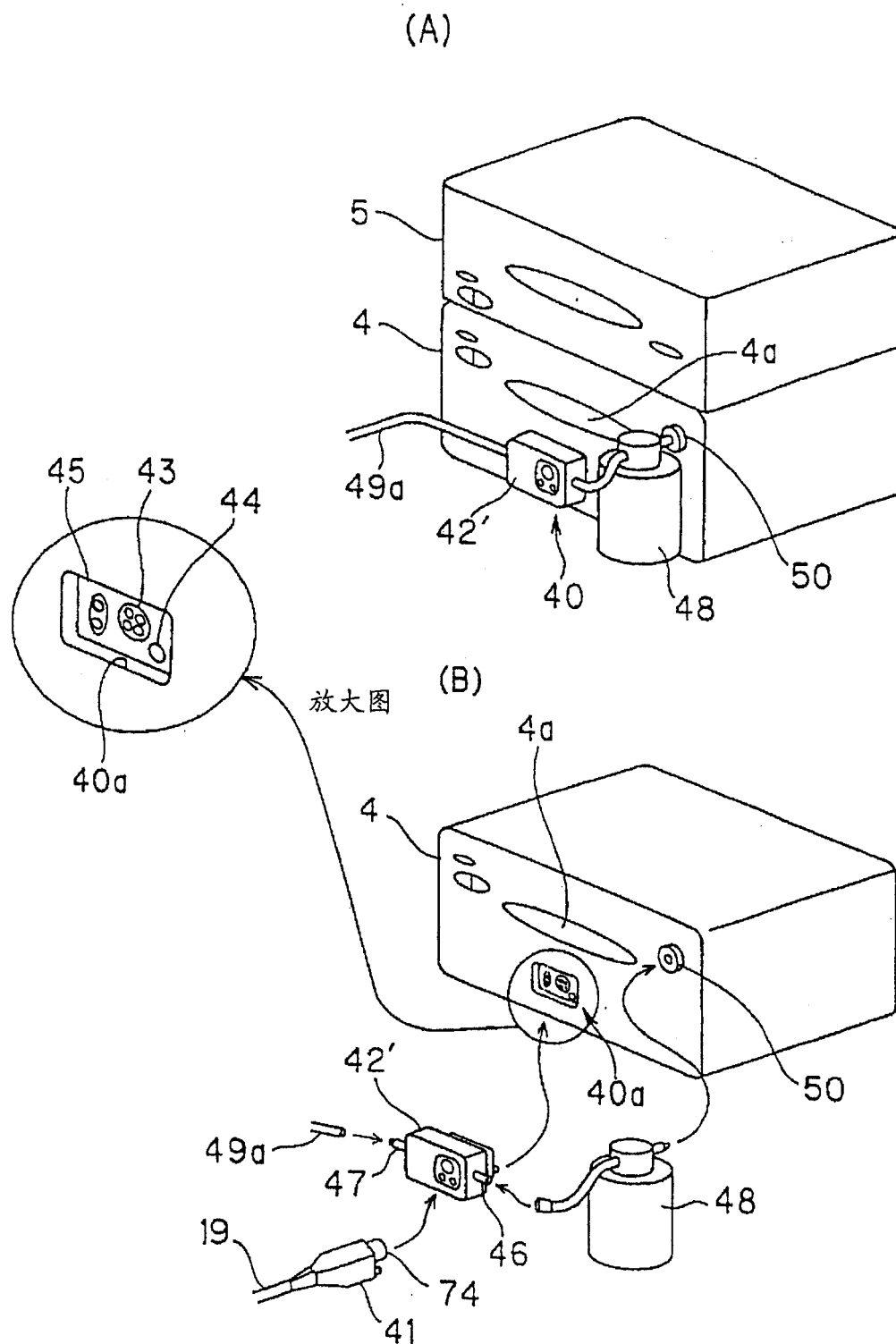


图 49

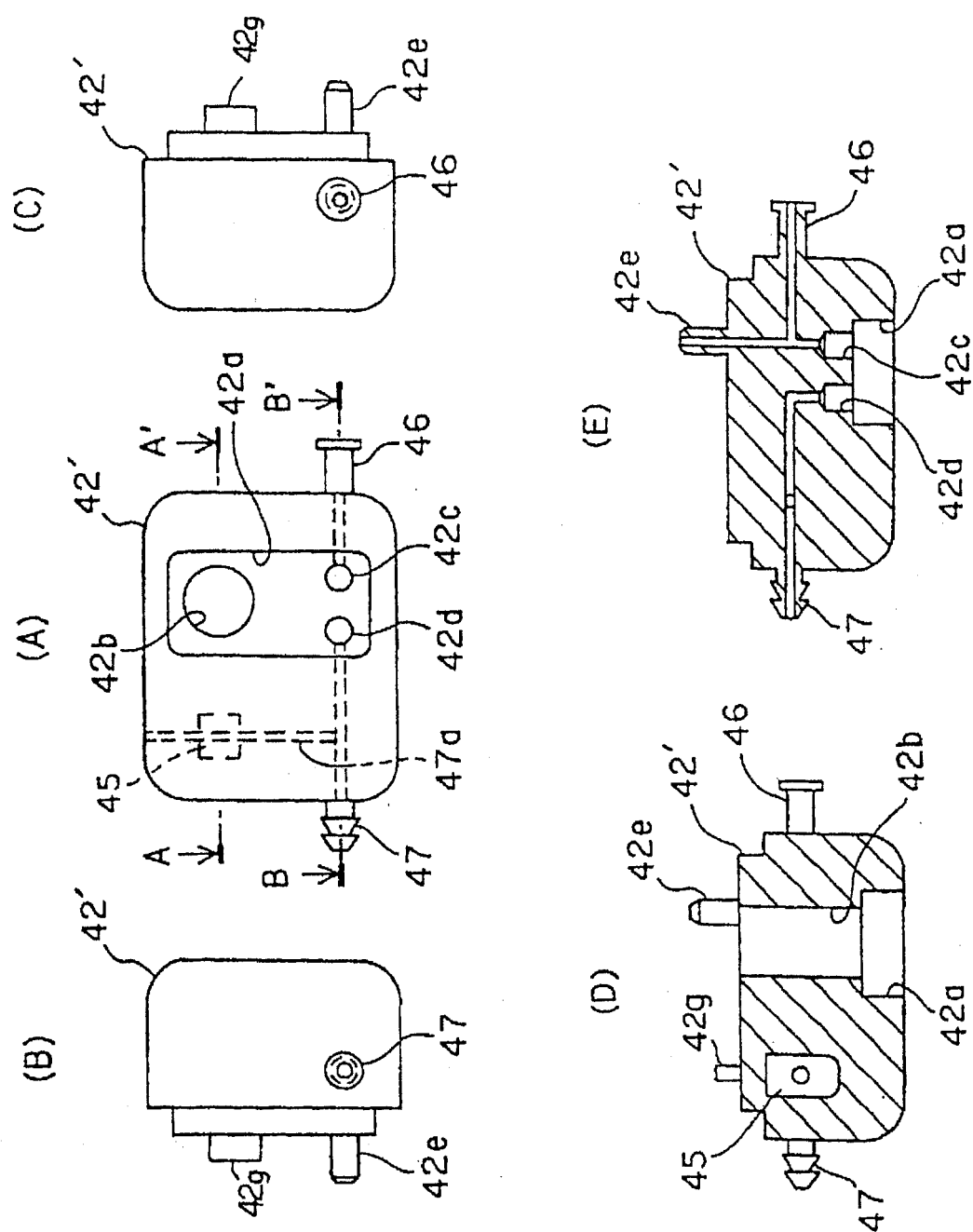


图 50

专利名称(译)	内窥镜和内窥镜系统		
公开(公告)号	CN100471440C	公开(公告)日	2009-03-25
申请号	CN200580006340.4	申请日	2005-02-28
[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	内村澄洋 小野田文幸 野口利昭 谷口明 铃木克哉		
发明人	内村澄洋 小野田文幸 野口利昭 谷口明 铃木克哉		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 A61B1/04		
审查员(译)	王锐		
优先权	2004052327 2004-02-26 JP 2004125759 2004-04-21 JP 2004125758 2004-04-21 JP		
其他公开文献	CN1925780A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供内窥镜和具有该内窥镜的内窥镜系统。该内窥镜的特征在于，具有：插入部，其插入到被检体内；操作部，其设置在前述插入部的后端；控制处理单元，其设置在前述操作部内，控制对被检体像进行摄像的摄像单元和该操作部中的规定功能；信号电路，其从前述控制处理单元起延伸设置；以及连接部，其设置在前述操作部，可拆装自如地连接插通有至少1个管路的管单元。

