



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1942133 B

(45) 授权公告日 2010.04.21

(21) 申请号 200580011958.X

(22) 申请日 2005.04.07

(30) 优先权数据

114718/2004 2004.04.08 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2006.10.08

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2005/006873 2005.04.07

(87) PCT申请的公布数据

W02005/096912 JA 2005.10.20

(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 谷口明 小野田文幸

野口利昭 铃木克哉

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

G02B 23/24 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 特开 2004-65832 A, 2004.03.04, 全文.

JP 特开平 6-54794 A, 1994.03.01, 附图 1 和

3.

JP 特开平 10-258028 A, 1998.09.29, 附图

1.

JP 特开平 11-56774 A, 1999.03.02, 附图 6
和说明书第 [0081] 到 [0093].

同上.

JP 特开 2003-88499 A, 2003.03.25, 附图
1-4 和说明书全文.

审查员 张金芝

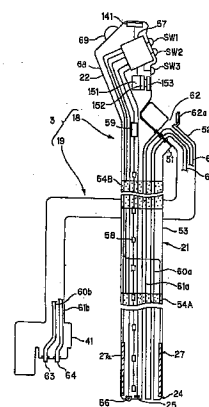
权利要求书 1 页 说明书 14 页 附图 13 页

(54) 发明名称

内窥镜

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜,在操作部中内置被用作摄像单元等的电源的电池和充电电路,而且在表面附近设置非接触充电用线圈,形成为接受从外部非接触地提供的交流电力,并可以对电池充电的无接点的结构,具有不受反复清洗和消毒的影响的耐性。而且,使插通有送气送水管路等管路的管单元在操作部附近可自由装卸,由此缩短内窥镜主体侧的管路,可以在短时间内进行清洗等,提高清洗性。



1. 一种内窥镜,该内窥镜具有细长的插入部和设在该插入部后端的操作部,并且内置有摄像装置和对该摄像装置进行信号处理的信号处理部,该内窥镜插入到体腔内或设备内,其特征在于,该内窥镜具有:

水密结构的收纳体,其相对于所述内窥镜自由装卸,并且具有电池、根据从外部以无接点的方式提供的电力来对所述电池进行充电的充电单元、和将充电到所述电池中的电力以无接点的方式传递给所述内窥镜的第1非接触供电用线圈;以及

第2非接触供电用线圈,其接受从所述第1非接触供电用线圈所传递的电力,并提供给所述内窥镜。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,所述第2非接触供电用线圈将来自所述电池的电力提供给所述摄像装置和所述信号处理部。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,所述第1非接触供电用线圈把来自所述电池的直流电力转换为交流电力,并向所述第2非接触供电用线圈以无接点的方式提供所述交流电力。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于,所述收纳体具有切换部,该切换部切换利用所述第1非接触供电用线圈向所述第2非接触供电用线圈提供所述电池的电力状态、和利用所述充电单元对所述电池充电的状态。

5. 根据权利要求3所述的内窥镜,其特征在于,所述第2非接触供电用线圈具有直流电力产生部,该直流电力产生部将从所述第1非接触供电用线圈以无接点的方式提供的交流电力生成直流电力。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜,其特征在于,所述直流电力产生部具有与以无接点的方式提供的交流电力电磁耦合的线圈。

7. 根据权利要求3所述的内窥镜,其特征在于,所述第1非接触供电用线圈具有:开关电路,其利用开关部开闭基于电池的直流电力以生成交流电力;和用于以无接点的方式提供该交流电力的线圈。

8. 根据权利要求3所述的内窥镜,其特征在于,与所述收纳体相对内窥镜封装体的安装操作连动,通过所述第1非接触供电用线圈向设于所述内窥镜封装体内部的所述第2非接触供电用线圈以无接点的方式提供交流电力。

9. 根据权利要求2所述的内窥镜,其特征在于,所述信号处理部连接有无线的信号传送部,该信号传送部以无线的方式发送对来自所述摄像装置的信号进行了处理的信号。

内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及被插入体腔内或设备内部等来进行内窥镜检查等的内窥镜。

背景技术

[0002] 近年来,内窥镜在医疗用领域和工业用领域的光学检查、诊断中被广泛采用。

[0003] 并且,为了实现可搬运性,提出一种在内窥镜主体中设置电池的内窥镜。例如在日本国特许公开 2001-83433 号公报中,公开了在内窥镜主体的操作部上可自由装卸地设置内置有可充电电池的光源单元的技术。在该公报记载的以往示例中,设置用于产生使照明单元动作的电力的电池。

[0004] 但是,上述以往示例是观察光学像的光学式内窥镜,不能适用于内置有摄像元件的电子内窥镜的情况。即,在具有摄像元件的电子内窥镜的情况下,还需要对摄像元件进行信号处理等,在上述以往示例中该课题仍保留着。并且,在上述以往示例中采取电接点露出于内窥镜的封装体的结构,所以即使使用耐锈性良好的金属形成电接点,在长期用于内窥镜检查时,由于利用清洗液和消毒液反复进行清洗、消毒,所以具有电接点容易劣化的缺点。

[0005] 并且,在日本国特许公开平成 10-295635 号公报中公开了在近似无接点结构的电子内窥镜中示意性地内置有电池的技术。该公报示意性地示出了内置有电池的结构,但由于形成为利用纤维束同心地覆盖送气管路的结构,所以成为难以进行清洗等的结构。并且,上述日本国特许公开平成 10-295635 号公报只是示意性地示出了内置有电池的结构,并没有涉及充电的结构,所以不方便。

发明内容

[0006] 本发明就是鉴于上述情况而提出的,其目的在于,提供一种内窥镜,该内窥镜可以使用能够以无接点方式进行充电的电池的电力,具有承受反复清洗和消毒的耐性。

[0007] 本发明的内窥镜具有细长的插入部和设在该插入部后端的操作部,并且内置有摄像装置和对该摄像装置进行信号处理的信号处理部,该内窥镜插入到体腔内或设备内,其特征在于,该内窥镜具有:水密结构的收纳体,其相对于所述内窥镜自由装卸,并且具有电池、根据从外部以无接点的方式提供的电力来对所述电池进行充电的充电单元、和将充电到所述电池中的电力以无接点的方式传递给所述内窥镜的第 1 非接触供电用线圈;以及第 2 非接触供电用线圈,其接受从所述第 1 非接触供电用线圈所传递的电力,并提供给所述内窥镜。

附图说明

[0008] 图 1 ~ 图 9 涉及本发明的实施例 1,图 1 是表示内窥镜系统的概要结构的结构图。

[0009] 图 2 是表示内窥镜的具体结构的整体图。

[0010] 图 3 是表示内窥镜系统控制装置和 AWS 单元的内部结构及内窥镜连接器的连接部

的结构图。

[0011] 图 4 是表示设于内窥镜内部的构成要素中的电气系统的结构的方框图。

[0012] 图 5 是表示内窥镜系统控制装置的主要部分的电气系统的结构的方框图。

[0013] 图 6A 是表示观察监视器的监视器显示面的代表显示例的说明图。

[0014] 图 6B 是表示主菜单的显示例的说明图。

[0015] 图 6C 是表示功能选择菜单的显示例的说明图。

[0016] 图 7 是表示内窥镜系统控制装置的起动处理的动作内容的流程图。

[0017] 图 8 是表示内窥镜的起动处理的动作内容的流程图。

[0018] 图 9 是表示摄像控制处理的动作内容的流程图。

[0019] 图 10 是表示本发明的实施例 2 的内窥镜的整体结构的图。

[0020] 图 11A 是表示电池单元周边部的结构和电路结构的说明图。

[0021] 图 11B 是表示图 11A 所示的内部结构的电路方框图。

[0022] 图 11C 是表示利用充电装置对电池充电的电路结构的电路方框图。

具体实施方式

[0023] 如图 1 所示,具有本发明的实施例 1 的内窥镜系统 1 具有:柔性的内窥镜 3,其插入躺在检查床 2 上的未图示的患者的体腔内,进行内窥镜检查;连接该内窥镜 3,并具有送气、送水及吸引功能的送气/送水/吸引单元(简称为 AWS 单元)4;内窥镜系统控制装置 5,其对内置于内窥镜 3 中的摄像元件进行信号处理,并对设于内窥镜 3 中的各种操作单元进行控制处理及影像处理等;以及使用液晶监视器等的观察监视器 6,其显示通过该内窥镜系统控制装置 5 生成的影像信号。另外,在该观察监视器 6 上设有触摸屏 33。

[0024] 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 生成的例如数字影像信号进行分析(profiling)等;和 UPD 线圈单元 8,其连接 AWS 单元 4,在形状检测用线圈(以下简称为 UPD 线圈)内置于内窥镜 3 的插入部内时,利用该 UPD 线圈接收电磁场等,以检测各个 UPD 线圈的位置,显示内窥镜 3 的插入部的形状。

[0025] 在图 1 所示的情况下,UPD 线圈单元 8 被设置成为嵌设在检查床 2 的上表面。并且,该 UPD 线圈单元 8 通过电线 8a 连接 AWS 单元 4。

[0026] 并且,在本实施例中,在检查床 2 的长度方向的一方端部及其下部的位置形成有收纳用凹部,可以收纳托盘搬运用手推车 38。在该托盘搬运用手推车 38 的上部放置有收纳水密结构的内窥镜 3 的内窥镜托盘 39。

[0027] 并且,可以利用托盘搬运用手推车 38 搬运收纳了已杀菌或消毒的内窥镜 3 的内窥镜托盘 39,并可以收纳在检查床 2 的收纳用凹部中。手术医生从内窥镜托盘 39 中取出内窥镜 3 并在内窥镜检查中使用,并且在内窥镜检查结束后再次收纳于该内窥镜托盘 39 中即可。然后,通过利用托盘搬运用手推车 38 搬运收纳了使用后的内窥镜 3 的内窥镜托盘 39,可以顺利进行杀菌或消毒。

[0028] 并且,图 1 所示的 AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5 在本实施例中以无线方式进行信息(数据)的收发。另外,在图 1 中,内窥镜 3 通过管单元 19 与 AWS 单元 4 连接,但也可以如后面所述无线进行信息(数据)的收发(双向传送)。并且,内窥镜系统控制装置 5 也可以与内窥镜 3 和 AWS 单元 4 无线进行信息的收发。

[0029] 并且,如图 1 所示,实施例 1 的内窥镜 3 由内窥镜主体 18 和可自由装卸地连接在该内窥镜主体 18 上的例如一次性(用过废弃式)管单元 19 构成。上述内窥镜主体 18 具有插入体腔内的细长的柔性插入部 21、和设在该插入部 21 后端的操作部 22,管单元 19 的基端可自由装卸地连接在该操作部 22 上。

[0030] 并且,在上述插入部 21 的前端部 24 配置有摄像单元,其使用可以在摄像元件内部改变增益的电荷耦合元件(简称为 CCD)25 作为摄像元件。在上述前端部 24 的后端设有能够以较小的力量弯曲的弯曲部 27,通过操作设于操作部 22 上的作为操作单元(指示输入部)的轨迹球 69,可以使弯曲部 27 弯曲。该轨迹球 69 也用于进行角度操作(弯曲操作)、其他的内窥镜开关的功能变更设定,例如角度灵敏度、送气量的设定等的情况。

[0031] 并且,在上述插入部 21 的多处形成有设有可以改变硬度的硬度可变用致动器 54A、54B 的硬度可变部,能够更加顺利地进行插入操作等。

[0032] 在本实施例中,AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5 例如按图 3 所示,通过无线的收发单元 77、101 进行数据的收发。并且,观察监视器 6 通过监视器电线连接内窥镜系统控制装置 5 的监视器用连接器 35。

[0033] 另外,内窥镜系统控制装置 5 具有电源单元 100、从该电源单元 100 提供电力的收发单元 101、进行图像处理的图像处理单元 116、和进行系统的整体控制的控制单元 117,收发单元 101 连接天线部 101a。

[0034] 并且,AWS 单元 4 具有电源单元 75、从该电源单元 75 提供电力的收发单元 77、生成使用 UPD 线圈单元 8 检测的内窥镜 3 的插入部形状(UPD 图像)的图像数据的 UPD 单元 76、和进行 AWS 控制的 AWS 控制单元 66,收发单元 77 连接天线部 77a。

[0035] 并且,如后面所述,通过 CCD 25 摄像的图像数据从内窥镜 3 发送给内窥镜系统控制装置 5,同时 UPD 图像的图像数据从 AWS 单元 4 发送给内窥镜系统控制装置 5。因此,内窥镜系统控制装置 5 把对应这些图像数据的影像信号发送给观察监视器 6,可以在其显示面显示内窥镜图像和 UPD 图像。

[0036] 观察监视器 6 利用高分辨率 TV(HDTV)的监视器构成,以便可以在其显示面上同时显示多种图像。

[0037] 并且,如图 1 所示,例如在 AWS 单元 4 内设有内窥镜连接器 40。并且,在该内窥镜连接器 40 上可自由装卸地连接着内窥镜 3 的内窥镜连接器 41。

[0038] 该情况时,AWS 单元 4 侧的内窥镜连接器 40 具有 AWS 适配器 42,其构成为可以连接像实施例 1 的内窥镜 3 那样只设有管路的管单元 19 的端部的连接器 41,并且也可以连接在管单元 19 内插通信号线时的连接器(省略图示)(参照图 3)。

[0039] 下面,参照图 2 说明本发明的实施例 1 的内窥镜 3 的具体结构。

[0040] 如在图 1 中概要说明的那样,柔性内窥镜 3 由内窥镜主体 18 和一次性(简称为用过废弃式)管单元 19 构成,内窥镜主体 18 具有细长的柔性插入部 21 和设在其后端的操作部 22,管单元 19 的基端的连接器部 52 可自由装卸地连接在管单元连接用连接器部 51 上,该连接器部 51 设于该内窥镜主体 18 的操作部 22 的基端(前端)附近。

[0041] 在该管单元 19 的末端设有可自由装卸地连接在 AWS 单元 4 上的上述内窥镜连接器 41。

[0042] 插入部 21 由以下部分构成:设在该插入部 21 的前端的硬质前端部 24;设在该前

端部 24 的后端的自由弯曲的弯曲部 27 ;从该弯曲部 27 的后端到操作部 22 的细长的柔性部 (蛇管部) 53。在该柔性部 53 的中途多处、具体讲是两处设有硬度可变用致动器 54A、54B, 这些致动器利用通过施加电压而伸缩, 并可以改变硬度的导电性高分子人工肌肉 (简称为 EPAM) 等形成。

[0043] 在设于插入部 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 LED 56 的照明光通过一体地安装在该 LED 56 上的照明透镜向前方射出, 照明患部等被摄体。另外, 作为形成照明单元的发光元件不限于 LED 56, 也可以利用 LD (激光二极管) 等形成。

[0044] 并且, 在与该照明窗相邻设置的观察窗上安装有未图示的物镜, 在其成像位置配置有内置了增益可变功能的 CCD 25, 从而形成摄像被摄体的摄像单元。一端分别连接上述 LED 56 和 CCD 25 的、插通到插入部 21 内的信号线设在操作部 22 内部, 并与进行集中控制处理 (集约控制处理) 的控制电路 57 连接。

[0045] 在上述插入部 21 内沿其长度方向以规定间隔配置有多个 UPD 线圈 58, 连接各个 UPD 线圈 58 的信号线通过设于操作部 22 内的 UPD 线圈驱动单元 59 连接控制电路 57。

[0046] 并且, 在弯曲部 27 的外皮内侧的圆周方向四处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 和硬度可变用致动器 54A、54B 也分别通过信号线连接控制电路 57。控制电路 57 例如在开关基板 57a 和轨迹球基板 57b 上安装电子电路元件而构成。

[0047] 角度用致动器 27a 和硬度可变用致动器 54A、54B 使用的 EPAM 例如在板形状的两面安装有电极, 通过施加电压, 可以在厚度方向收缩、在长度方向伸长。另外, 该 EPAM 例如可以与施加的电压的大致平方成比例地改变变形量。

[0048] 在作为角度用致动器 27a 使用时, 形成为细丝形状等, 通过使一方伸长、使相反侧收缩, 可以使弯曲部 27 弯曲, 发挥与普通细丝相同的作用。并且, 通过该伸长或收缩, 可以改变其硬度, 在硬度可变用致动器 54A、54B 中, 可以利用该功能改变该部分的硬度。

[0049] 并且, 在插入部 21 内插通着送气送水管路 60a 和吸引管路 61a, 其后端成为在操作部 22 的前端附近开口的连接器部 51。并且, 在该连接器部 51 上可自由装卸地连接着设于管单元 19 的基端的连接器部 52。

[0050] 并且, 送气送水管路 60a 与插通到管单元 19 内的送气送水管路 60b 连接, 吸引管路 61a 与插通到管单元 19 内的吸引管路 61b 连接, 并且与在连接器部 52 内分支并朝外部开口并可以插入钳子等处理器具的插入口 (也称为钳子口) 62 连通。该钳子口 62 在不使用时, 被钳子栓 62a 堵塞。

[0051] 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, 形成为送气送水接头 63 和吸引接头 64。送气送水接头 63 和吸引接头 64 分别连接图 3 所示的 AWS 适配器 42 的送气送水接头和吸引接头。并且, 在该 AWS 适配器 42 的内部, 送气送水接头分支成为送气管路和送水管路, 送气管路通过电磁阀 B1 连接 AWS 单元 4 内部的送气用泵 65, 送水管路连接送水箱 48。另外, 该送水箱 48 也在中途通过电磁阀 B2 连接送气用泵 65。

[0052] 送气用泵 65、电磁阀 B1 和 B2 通过控制线 (驱动线) 连接 AWS 控制单元 66, 通过该 AWS 控制单元 66 控制开闭, 可以进行送气和送水。另外, AWS 控制单元 66 通过夹管阀 45 的开闭控制, 也进行吸引的动作控制。

[0053] 如图 1 和图 2 所示,在内窥镜主体 18 的操作部 22 上设有手术医生握持的握持部 68。在本实施例中,如图 1 所示,该握持部 68 利用操作部 22 的(与插入部 21 侧相反的一侧)后端(基端)附近的、例如圆筒体形状的侧面部分形成。

[0054] 在该握持部 68 上,在包括该握持部 68 的其周边部,沿着握持部 68 的长度方向的轴,设有进行释放、保持等远程控制操作(简称为遥控操作)的例如 3 个内窥镜开关 SW1、SW2、SW3,它们分别连接控制电路 57(参照图 2)。

[0055] 另外,设于握持部 68(或操作部 22)的后端(基端)的基端面(通常如图 1 或图 2 所示,基端侧被设定为朝上并在内窥镜检查中使用,所以也称为上端面)形成为倾斜面,在设置内窥镜开关 SW1、SW2、SW3 的位置的相反侧的倾斜面,设有防水结构的轨迹球 69,该轨迹球 69 进行角度操作(弯曲操作)、从角度操作切换为其他遥控操作的设定等。另外,此时的防水结构形成为实际上保持轨迹球 69 并使其自由旋转,或者检测该旋转量的编码器侧被防水膜覆盖,轨迹球 69 被保持在其外侧并自由旋转的结构。

[0056] 在上述倾斜面上的轨迹球 69 的两侧左右对称地配置有送气送水开关 SW4、吸引开关 SW5。该轨迹球 69 和内窥镜开关 SW4、SW5 也连接控制电路 57。

[0057] 并且,如图 2 所示,本实施例的内窥镜 3 例如在操作部 22 的后端附近的内部设置天线部 141,利用该天线部 141 进行信号数据的收发,并且在操作部 22 内设置电池 151 和与电池 151 连接的充电电路 152 及非接触充电用线圈 153。

[0058] 因此,本实施例的操作部 22 的连接部 51 只利用由送气送水连接器和吸引连接器构成的管路连接器部形成。

[0059] 并且,可自由装卸地连接在本实施例的内窥镜主体 18 上的管单元 19,不需要插通在以往的通用电线中所需的信号线,形成为只插通有送气送水管路 60b 和吸引管路 61b 的管路配管的结构。

[0060] 上述电池 151 利用锂电池等可以充电的二次电池构成,该电池 151 通过充电电路 152 与内置于接近操作部 22 的外表面的部分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,使设于外部充电装置的未图示的非接触供电用线圈对置配置,向该非接触供电用线圈提供交流电流,由此可以对电池 151 充电。另外,作为该外部充电装置,可以采用具有后述的实施例 2 的非接触供电用线圈 184 的充电装置 165。

[0061] 即,通过向配置于操作部 22 的外表面侧的非接触供电用线圈提供交流电力,可以借助电磁耦合把交流电力非接触地传递给操作部 22 内部的非接触充电用线圈 153。该交流电力再通过充电电路 152 被转换为对电池 151 进行充电的直流电压,提供给电池 151,电池 151 被充电。

[0062] 在本实施例中,作为照明单元采用了 LED 56,所以与使用灯时相比可以大大地降低消耗电力,而且由于采用(内置了增益可变功能的)超高灵敏度的 CCD 25 作为摄像元件,所以在照明光量较小的状态下也能够获得 S/N 良好的明亮图像。因此,在采用了电池 151 的情况下,与以往示例相比,可以长时间地进行内窥镜检查。并且,电池 151 与以往示例的情况相比也可以采用小型、轻量的电池,所以能够使操作部 22 轻量化,可以确保良好的操作性。

[0063] 根据本实施例,管单元 19 仅由管路系统构成,可以形成适合于一次性的结构。并

且,在进行再循环(再利用)时,由于管单元 19 内没有电线,所以也容易进行再循环。

[0064] 并且,根据本实施例,在不使用管路系统的情况下,可以将管单元 19 从内窥镜主体 18 上卸下后使用。即,在该情况下,可以不要管单元 19,所以能够消除管单元 19 对操作带来的妨碍,可以提高操作性。并且,由于可以缩短内窥镜主体 18 的管路系统,所以能够在短时间内进行清洗等。

[0065] 这样,本实施例的内窥镜 3 的特征之一是,内窥镜主体 18 与只插通有管路系统的管单元 19 可以自由装卸,形成提高了操作性和清洗性的结构。

[0066] 图 4 表示配置在内窥镜主体 18 的操作部 22 内的控制电路 57 等、以及与配置在插入部 21 的各部分的主要构成要素的电气系统的结构。

[0067] 在图 4 中的左侧下部示出的插入部 21 的前端部 24 配置有 CCD 25 和 LED 56,在附图中描述于其上的弯曲部 27 配置有角度用致动器(在本实施例中具体为 EPAM)27a 和编码器 27c。

[0068] 并且,在柔性部 53 上分别配置有硬度可变用致动器 54 和编码器 54c(在本实施例中具体为采用 EPAM 的硬度可变用致动器 54A、54B,但为了简化代表性示出了一个)。并且,在该柔性部 53 上配置有 UPD 线圈 58。

[0069] 另外,在插入部 21 的柔性部 53 上描述的操作部 22 的表面,配置有轨迹球 69、送气送水开关(SW4)、吸引开关(SW5)和内窥镜开关(SW1~3)。另外,如后面所述,轨迹球 69 用于进行角度操作和其他功能的选择设定等。

[0070] 在图 4 的左侧示出的插入部的各个电路通过信号线与设于其右侧示出的操作部 22 上的控制电路 57(另外,UPD 线圈驱动单元 59 在操作部 22 内)连接。该控制电路 57 进行各种功能的驱动控制和信号处理等。

[0071] 上述控制电路 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)各部分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保存存储器 82a,在通过改写存储在该程序保存存储器 82a 中的作为控制信息的程序数据,从而即使在将图 4 所示的构成要素变更的情况下,状态管理部 81(构成其的 CPU)也能够进行对应该变更后的结构的控制(管理)。

[0072] 并且,该状态保持存储器 82 或至少程序保存存储器 82a 例如利用非易失性的可电改写的闪存或 EEPROM 等构成,可以通过状态管理部 81 简单地变更程序数据。

[0073] 例如通过基于无线的收发单元 83 向状态管理部 81 发送程序数据的变更命令,从内窥镜系统控制装置 5 侧发送在该命令之后改写的程序数据,由此可以进行程序数据的变更。并且,版本升级等也容易通过收发单元 83 进行。

[0074] 并且,在该状态保持存储器 82 中,如下面所述写入并保持有各个内窥镜 3 固有的机型信息和对应使用状况的个体信息,也可以有效利用该信息。具体来讲,在状态保持存储器 82 中保持例如内窥镜 3 的机型信息(例如 CCD25 的类型、插入部长度等的信息),并且保持有因内窥镜检查等的使用状况而不同的各个内窥镜 3 的个体信息(例如使用时间(内窥镜检查的合计或累计的使用时间)、清洗次数、调整值、保养履历等信息),这些信息在确定系统动作和向用户提供信息等时使用。

[0075] 并且,这些信息也可以从内窥镜系统控制装置 5 和未图示的清洗装置等外部进行编辑。

[0076] 这样,通过使状态保持存储器 82 兼备以往的内窥镜 ID 的功能,可以共享使用,从而可以有效活用内窥镜 ID 具有的信息(数据)。并且,由于具有该状态保持存储器 82,所以不需要另外设置内窥镜 ID,可以实现比已有的内窥镜 ID 更高的功能,可以进行更加具体的合理的设定、调整、管理、处理等。

[0077] 另外,该状态管理部 81(在本实施例中)连接无线方式的收发单元 83,该收发单元 83 与 AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5 分别进行无线通信。该收发单元 83 由以下部分构成:与状态管理部 81 连接,进行数据通信控制的数据通信控制部 11;进行数据发送的数据发送部 12;进行数据接收的数据接收部 14;和天线部 141,其从数据发送部 12 发送已调制的数据,从外部接收无线发送的数据。

[0078] 另外,在图 4 中示出了一个收发单元 83,但该内窥镜 3 可以利用多个例如最多 4 个信道进行收发。

[0079] 在本实施例中,在以无线方式发送数据的情况下,例如根据 IEEE802.11g 标准,形成最大数据通信速度为 54Mbps 的无线 LAN。

[0080] 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 把使作为照明单元的 LED 56 发光的 LED 驱动信号施加给 LED 56。

[0081] 通过该 LED 56 的发光,被照明的患部等被摄体通过安装于观察窗上的未图示的物镜,成像于配置在其成像位置的 CCD 25 的摄像面,通过该 CCD 25 进行光电转换。

[0082] 该 CCD 25 通过从由状态管理部 81 控制的 CCD 驱动部 86 施加 CCD 驱动信号,把光电转换后储存的信号电荷作为摄像信号输出。该摄像信号通过 A/D 转换器(简称为 ADC)87 从模拟信号转换为数字信号,然后输入状态管理部 81,同时数字信号(图像数据)被存储在图像存储器 88 中。该图像存储器 88 的图像数据被发送给收发单元 83 的数据发送部 12。

[0083] 并且,图像数据从天线部 141 无线传送给内窥镜系统控制装置 5 侧。另外,在利用送气送水开关 SW4 和吸引开关 SW5 操作的情况下,状态管理部 81 通过收发单元 83 无线发送给 AWS 单元 4。

[0084] 上述 ADC 87 的输出信号被发送给明亮度检测部 89,通过明亮度检测部 89 检测的图像的明亮度信息,被发送给状态管理部 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,使得 LED 56 的照明光量成为合适的明亮度。

[0085] 并且,上述状态管理部 81 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 进行驱动角度用致动器(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,并进行控制使驱动量与对应指示量的值一致。

[0086] 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,进行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,并进行控制使驱动量成为对应指示量的值。与来自设在操作部 22 上的轨迹球 69 等的操作量对应的操作信号,通过轨迹球位移检测部 95 输入到该状态管理部 81 中。

[0087] 并且,送气送水开关 SW4、吸引开关 SW5、内窥镜开关 SW1 ~ SW3 的 ON 等开关按动操作,由开关按动检测部 96 检测,该所检测的信息被输入到状态管理部 81 中。EPAM 具有根据由于外力形成的变形而产生电动势的特性,也可以把配置在将要驱动的 EPAM 的相反侧

的 EPAM 用作编码器。

[0088] 在本实施例中,如上所述在操作部 22 的内部设有电池 151 和与其连接的充电电路 152 及非接触充电用线圈 153。并且,该电池 151 连接电源产生部 98,电源产生部 98 把来自电池 151 的直流电源转换为控制电路 57 等的各部分进行动作所需要的直流电压并提供给上述部分。并且,该电源产生部 98 与状态管理部 81 连接,状态管理部 81 通过监视该电源产生部 98 的电源状态,监视电池 151 的电气能量状态(例如电气能量的余量)。

[0089] 并且,把所检测的电池 151 的电气能量状态从收发单元 83 发送给内窥镜系统控制装置 5,如图 6A 所示在观察监视器 6 上显示电池 151 的电气能量的余量。另外,也可以取代图 6A 所示的始终显示,而在检测到电池 151 的电气能量的余量降低到规定值以下时,在观察监视器 6 上显示电池 151 的电气能量降低到规定值以下。

[0090] 图 5 表示内窥镜系统控制装置 5 的图 3 所示收发单元 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的的数据被天线部 13 取入,并发送给数据接收部 14,在放大后进行解调处理。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 中。

[0091] 该缓冲存储器 102 的图像数据被发送给进行图像数据的处理的图像处理部 103。在该图像处理部 103 除来自缓冲存储器 102 的图像数据外,也输入来自通过键盘 104 的键输入而产生文字信息的文字生成部 105 的文字信息,可以在图像数据上迭加文字信息等。

[0092] 图像处理部 103 把所输入的图像数据等发送给图像存储器控制部 106,通过该图像存储器控制部 106 把图像数据等临时存储在图像存储器 107 中,并且记录在记录介质 158 中。上述图像存储器控制部 106 读出临时存储在图像存储器 107 中的图像数据,并发送给数字编码器 108,数字编码器 108 把图像数据编码为规定的影像格式,输出给 D/A 转换器(简称为 DAC)109。该 DAC 109 把数字的影像信号转换为模拟的影像信号。该模拟的影像信号再经过线路驱动器 110 从影像输出端输出给观察监视器 6,在观察监视器 6 显示对应影像信号的图像。

[0093] 并且,临时存储在图像存储器 107 中的图像数据也被读出并输入到 DV 数据生成部 111,通过该 DV 数据生成部 111 生成 DV 数据,从 DV 数据输出端输出 DV 数据。

[0094] 并且,在该内窥镜系统控制装置 5 设有影像输入端和 DV 数据输入端,从影像输入端子输入的影像信号经过线路接收器 112、ADC 113 转换为数字信号的影像信号,通过数字解码器 114 被解调,并输入给图像存储器控制部 106。

[0095] 并且,输入到 DV 数据输入端的 DV 数据通过图像数据抽取部 115 被抽取(解码)图像数据,并输入到图像存储器控制部 106。

[0096] 图像存储器控制部 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),临时存储在图像存储器 107 中,或记录在记录介质 158 中,或从影像输出端输出给观察监视器 6。

[0097] 在本实施例中,从 AWS 单元 4 向内窥镜系统控制装置 5 无线输入由内窥镜 3 的 CCD 25 摄像的图像数据、和由 UPD 单元 76 生成的 UPD 图像数据,内窥镜系统控制装置 5 把这些图像数据转换为规定的影像信号并输出给观察监视器 6。另外,内窥镜系统控制装置 5 也可以接收 UPD 线圈位置数据来代替 UPD 图像数据,并在图像处理部 103 内生成 UPD 图像数据。

[0098] 在具有本实施例的内窥镜系统 1 中,在接通电源后,在观察监视器 6 上显示例如如图 6A 所示的各种图像。

[0099] 该情况时,除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、和角度形状的显示区域 Ra、显示电池 151 的电气能量的余量状态的余量显示区域 Rb 外,还设有菜单显示区域 Rm,在该菜单显示区域 Rm 中显示菜单。

[0100] 另外,角度形状的显示区域 Ra 显示通过编码器 27c 检测角度用致动器 27a 的角度操作量时的角度形状。

[0101] 作为显示在菜单显示区域 Rm 的菜单,显示有图 6B 所示的主菜单。在该主菜单中显示有如下项目,内窥镜开关、角度灵敏度、插入部硬度、变焦、图像强调、送气量,进行返回前一菜单画面的操作指示的返回项目,以及进行结束菜单的操作指示的结束项目。

[0102] 并且,用户利用轨迹球 69 等的操作使选择框移动选择到内窥镜开关的项目时,该内窥镜开关的项目框变粗显示,进行表示被选择的显示,另外通过按动轨迹球 69 进行确定操作,如图 6C 所示,可以选择设定分配给 5 个内窥镜开关 SW1 ~ SW5 的功能。

[0103] 下面,说明这种结构的内窥镜系统 1 的作用。

[0104] 作为实施内窥镜检查的前期准备,首先把一次性管单元 19 侧的连接器部 52 连接在内窥镜主体 18 的操作部 22 的连接器部 51 上,从而完成内窥镜 3 的准备。

[0105] 然后,把管单元 19 的内窥镜连接器 41 连接在 AWS 单元 4 的连接器 43 上。该部分为单触连接,各种管路通过一次性的连接动作完成。不需要像以往的内窥镜系统那样,每次分别进行各种管路的连接和电气连接器的连接等。并且,在 AWS 单元 4 的连接器 43 上除了像本实施例这样没有电源线等(管单元 19 的)的内窥镜 3 以外,还连接有具有电源线等的未图示的(具有管单元 19 的)内窥镜时,也可以提供电力或进行信号传送。

[0106] 并且,用户将 AWS 单元 4 与 UPD 线圈单元 8 进行连接,并将内窥镜系统控制装置 5 连接在观察监视器 6 上。另外,根据需要,将内窥镜系统控制装置 5 与图像记录单元 7 等进行连接,由此完成内窥镜系统 1 的安装。

[0107] 然后,接通 AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5 的电源。并且,接通内窥镜 3 的电源开关。另外,该电源开关通过将内窥镜开关 SW4 和 SW5 同时持续按动一定时间而发挥作用。

[0108] 这样,内窥镜 3、AWS 单元 4、内窥镜系统控制装置 5 内的各部分处于动作状态。

[0109] 此时的内窥镜 3 起动时的动作如图 7 所示。

[0110] 内窥镜 3 借助于来自电池 151 的直流电力,使电源产生部 98 向控制电路 57 的各部分等提供它们动作所需要的电压的电力,控制电路 57 的状态管理部 81 开始起动处理。并且,如图 7 所示,状态管理部 81 在第一个步骤 S11 中,等待电源产生部 98 的电源电压变稳定。

[0111] 并且,在电源电压变稳定后,在后面的步骤 S12 中,状态管理部 81 进行控制电路 57 的各部分的系统初始化。在该系统初始化后,按照步骤 S13 所示,状态管理部 81 把起动消息从收发单元 83 发送给内窥镜系统控制装置 5。

[0112] 在发送该起动消息后,按照步骤 S14 所示,状态管理部 81 处于等待从内窥镜系统控制装置 5 侧接收持续消息的状态,在接收到持续消息时,结束起动处理。另一方面,在未

接收到持续消息时,按照步骤 S15 所示,状态管理部 81 在未达到重试结束的条件(例如预先设定的重试次数的条件)时,返回步骤 S13,再次发行起动消息,在达到重试结束条件时,错误结束。

[0113] 在上述起动处理正常结束后,利用 CCD 25 的摄像开始,用户可以通过操作部 22 的操作单元进行送气送水、吸引、角度操作、改变硬度操作等。

[0114] 另一方面,内窥镜系统控制装置 5 在开始起动处理后,如图 8 所示,在第一个步骤 S1 中,把监视定时器设为 ON 之后,按照步骤 S2 所示,处于等待从内窥镜 3 侧接收起动消息的状态。并且,在未接收到起动消息时,如步骤 S3 所示,进行监视定时器是否已到时间的判断,在时间未到时,返回步骤 S2,在时间已到时,返回第一个步骤 S1。

[0115] 另一方面,在步骤 S2 中,在时间到达之前接收了起动消息时,按照步骤 S4 所示,把监视定时器的时间测试设为 OFF。并且,按照步骤 S5 所示,发行持续消息,结束该起动处理。

[0116] 并且,利用 AWS 单元 4 的 UPD 图像也被无线发送给内窥镜系统控制装置 5,如图 6A 所示,在观察监视器 6 上显示 UPD 图像。

[0117] 下面,作为内窥镜 3 的代表性处理动作,说明图 9 所示的摄像控制处理的动作内容。

[0118] 如图 9 所示,在摄像处理开始后,按照步骤 S21 所示,内窥镜 3 进行摄像数据获取。具体来讲,在状态管理部 81 的管理(控制)下,LED56 发光,并且 CCD 驱动部 86 开始驱动 CCD 25 的动作,由 CCD 25 摄像的摄像信号通过 ADC 87 被转换为数字信号(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 中,进行摄像数据的获取。

[0119] 所获取的图像数据按照步骤 S22 所示被依次发送。从图像存储器 88 中读出的图像数据,被从收发单元 83 无线发送给内窥镜系统控制装置 5,在内窥镜系统控制装置 5 的内部被转换为影像信号,并显示在观察监视器 6 上。

[0120] 并且,ADC 87 的摄像数据被输入到明亮度检测部 89 中。按照步骤 S23 所示,该明亮度检测部 89 计算摄像数据的亮度数据在合适时间的平均值等,进行摄像数据的明亮度检测。

[0121] 该明亮度检测部 89 的检测数据例如被输入到状态管理部 81 中,进行是否是指定的明亮度的判断(步骤 S24)。并且,在是指定的明亮度时,结束摄像处理,转入后面的摄像处理。

[0122] 另一方面,在步骤 S24 中,状态管理部 81 在判断为不是指定的明亮度时,按照步骤 S25 所示,向照明控制部 84 发送照明光调整的指示信号(控制信号),照明控制部 84 进行照明光量的调整。例如,照明控制部 84 通过增大或减小使 LED 56 发光的驱动电流等,进行照明光量的调整。照明控制部 84 把该调整结果返回给状态管理部 81。

[0123] 因此,状态管理部 81 按照调整结果的信息,进行是否在通过照明控制部 84 可以实现的明亮度调整范围内的判断。并且,在能够进行基于照明控制部 84 的明亮度调整时,不进行步骤 S27 的处理,而结束该摄像处理控制。另一方面,在偏移基于照明控制部 84 的明亮度调整范围时,按照步骤 S27 所示,状态管理部 81 向 CCD 驱动部 86 输出 CCD 增益调整信号,通过调整 CCD 25 的增益,进行摄像数据的明亮度调整。并且,结束该摄像处理。

[0124] 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,将电池 151、充电电路 152 和非接触充电用线圈 153 配置在操作部 22 的水密结构的封装体内侧,形成可以非

接触地对电池 151 充电的结构,由于电接点不在内窥镜 3 的外表面露出,所以即使反复进行清洗和消毒也能够使用,而且电接点不会遭受劣化等影响。

[0125] 即,通常在内窥镜 3 的内窥镜检查中可以使用电池 151 的电力。并且,在内窥镜检查结束后进行清洗和消毒时,通过卸下管单元 19,可以在管路系统较短的状态下进行作业,所以与已有的通用电线被一体化的内窥镜的情况相比,可以在短时间内完成清洗和消毒。因此,根据本实施例,可以提高能够在内窥镜检查中使用的使用时间的比率,可以提高使用效率。

[0126] 并且,在内窥镜检查中,如图 6A 所示,在观察监视器 6 上,如余量显示区域 Rb 利用斜线所示那样,显示电池 151 的电气能量的余量状态,所以能够掌握电池 151 的电气能量的消耗程度。另外,也可以利用正常使用状态下能够使用的时间显示电气能量的余量状态。

[0127] 并且,通过使用电池 151,不需要插通电源供给线,可以简化管单元 19 的结构。

[0128] 并且,在操作部 22 中可以把该内窥镜 3 分离为内窥镜主体 18 和管单元 19,通过使用管单元 19 侧为一次性,可以容易地进行内窥镜主体 18 的清洗、杀菌等。

[0129] 即,内窥镜主体 18 中的送气送水管路 60a 和吸引管路 61a 远远地短于与管单元 19 对应的通用电线形成为一体的以往示例,因此也容易进行清洗和杀菌。

[0130] 并且,该情况时,在与管单元 19 对应的通用电线形成为一体的以往示例中,通用电线从操作部 22 连续设置并且弯曲,但在本实施例中,在操作部 22 的连接器部 51 形成略微弯曲的连接器部 51,其他部分形成大致直线状延伸的送气送水管路 60a 和吸引管路 61a,所以能够在短时间内容易进行管路内的清洗、杀菌及干燥等处理。因此,可以在短时间内设定为能够进行内窥镜检查的状态。

[0131] 并且,在本实施例中,如上所述可以分离内窥镜主体 18 和管单元 19,所以在不进行送气送水和吸引操作的情况下,可以只使用内窥镜主体 18,该情况时不需要使管单元 19 从操作部 22 附近环绕,可以大幅提高操作性。

[0132] 即,根据本实施例,可以根据使用环境只使用内窥镜主体 18。因此,例如也可以把该内窥镜主体 18 携带到医院外部等使用。

[0133] 并且,在本实施例中,在操作部 22 中设置角度操作单元、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,并且利用设在操作部 22 内的控制电路 57 集约(集中)控制这些操作单元。另外,该控制电路 57 对射出进行摄像用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。

[0134] 并且,在本实施例中,利用设在操作部 22 内部的控制电路 57 集约控制设于内窥镜主体 18 上的各种功能,并且也集约控制针对 AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5 的操作单元的各种功能,由于采用上述结构,所以用户(具体来讲是手术医生)可以利用设在操作部 22 上的各种操作单元自由进行各种操作,可以大幅提高操作性。

[0135] 特别在本实施例中,通过在操作部 22 内设置进行集约控制的控制电路 57,把通过 CCD 25 摄像得到的图像数据与基于操作单元的各种信号进行打包,并从该控制电路 57 无线传送给 AWS 单元 4 和内窥镜系统控制装置 5,所以可以不需要电气信号线。

[0136] 因此,在操作部 22 的连接部连接的管单元 19 内可以不需要插通信号线,可以使管单元 19 侧为一次性产品。

[0137] 并且,管单元 19 内可以不插通信号线,所以能够容易使管单元 19 细径化并且容易弯曲,可以提高用户操作时的操作性。

[0138] 另外,作为本实施例的变形例也可以形成为如下结构,在操作部 22 的与非接触充电用电线圈 153 相对的外表面例如(按后面的实施例 2 所示)设置凹部,把充电装置中非接触地(向非接触充电用电线圈 153)提供交流电力的非接触供电用电线圈安装在该凹部中。

[0139] 下面,参照图 10~图 11(C)说明实施例 2。图 10 表示实施例 2 的内窥镜的结构,图 11(A)表示电池单元周边部等的结构。如图 10 所示,本实施例的内窥镜 31 配置电源电路 161,以取代内置于图 2 的内窥镜 3 的操作部 22 内的电池 151 和充电电路 152。并且,采用如下的结构:在该电源电路 161 上连接非接触供电用电线圈 162,在操作部 22 中与内置该非接触供电用电线圈 162 的部分相对的位置上形成凹部 163,可以将非接触式的电池单元 164 可自由装卸地安装在该凹部 163。

[0140] 图 11A 表示电池单元 164 附近的放大图,图 11B 表示图 11A 中的内部结构,图 11C 表示将电池单元 164 连接在充电装置 165 上,利用充电装置 165 对电池 166 充电的电路结构。

[0141] 如图 11A 所示,在安装于设在操作部 22 上的凹部 163 中的具有水密结构的封装壳体的电池单元 164 内,在与电源电路 161 侧的非接触供电用电线圈 162 相对的部分配置有非接触供电用电线圈 167,该非接触供电用电线圈 167 通过电源电路 168 与电池 166 连接。如图 11B 所示,非接触供电用电线圈 167 与构成电源电路 168 的开关电路 169 和充电电路 170 连接,并且开关电路 169 和充电电路 170 分别连接感应磁气(磁场)而接通/断开的作为磁感应开关的磁力线开关 171 和 172。该电池单元 164 被收纳于封装壳体内,形成为防水结构(水密结构)。并且,在与凹部 163 对置的操作部 22 内部水密性地配置的另一个非接触供电用电线圈 162 连接着电源电路 161,该电源电路 161 采用以下结构。传递给非接触供电用电线圈 162 的交流电力通过整流用二极管 D 整流,经过平滑用电容器去除脉动电流成分而变平滑,然后输入三端子电源用 IC 79,通过该三端子电源用 IC 79 转换为规定的电压值。

[0142] 由该电源电路 161 生成的规定电压值的直流电力被提供给控制电路 57 的各部分。

[0143] 并且,在该操作部 22 内与磁力线开关 171 相对的附近配置有磁铁 174,如图 11A 所示,在电池单元 164 被安装在凹部 163 上后,利用该磁铁 174 的磁气使磁力线开关 171 接通。另一方面,在另一个磁力线开关 172 侧也配置有磁铁 175,但该磁铁 175 的磁气不作用于磁力线开关 172,磁通朝向磁力线开关 172 的侧方,所以磁力线开关 172 断开(磁铁 175 如图 11C 所示被用来控制充电装置 165 侧。)

[0144] 因此,电池 166 的电力被提供给开关电路 169,该开关电路 169 进行开闭动作,借助于该开闭动作而开闭的脉冲(交流)电流通过非接触供电用电线圈 167,传递到与该非接触供电用电线圈 167 非接触地电磁耦合的非接触供电用电线圈 162 侧。并且,通过连接在该非接触供电用电线圈 162 上的电源电路 161 生成规定电压值的直流电源。

[0145] 并且,对该电池单元 164 的电池 166 充电的充电装置 165 采用图 11C 所示的电路结构。

[0146] 来自 AC 电源的交流电力经过 EMI 滤波器 181 输入整流/平滑电路 182,被转换为平滑的直流电力,然后提供给进行开闭动作等的充电控制电路 183,使得与开关电路 169 大致同样地进行充电控制。在该充电控制电路 183 的输出端连接着非接触供电用电线圈 184,根

据充电控制电路 183 而开闭的交流电力通过非接触供电用线圈 184 提供给非接触供电用线圈 167 侧。

[0147] 并且,在充电控制电路 183 上连接着磁力线开关 185,在设于该充电装置 165 上的凹部内安装有电池单元 164,由此磁力线开关 185 响应设于电池单元 164 侧的磁铁 175 的磁力而导通。并且,可以利用设于充电装置 165 侧的磁铁 186 使连接在充电电路 170 上的磁力线开关 172 导通。

[0148] 因此,在该情况下,充电控制电路 183 处于动作状态,并进行开闭动作把交流电力从非接触供电用线圈 184 提供给非接触供电用线圈 167 侧。提供给该非接触供电用线圈 167 侧的交流电力通过充电电路 170,被转换为对电池 166 充电的直流电压,并对电池 166 充电。

[0149] 并且,充电控制电路 183 监视从非接触供电用线圈 184 提供给非接触供电用线圈 167 侧的电流等,由此根据该值检测电池 166 的充电状态,在达到规定的充电状态时停止交流电力的供给,使未图示的 LED 等亮灯,并通知充电结束。

[0150] 这样,根据本实施例,通过在内窥镜主体 18 上安装可自由装卸的电池单元 164,可以使用设于操作部 22 内部的控制电路 57 进行集约控制动作。

[0151] 并且,在该电池单元 164 的电池 166 的电气能量消耗时或电气能量减少时,如图 11C 所示,通过把该电池单元 164 安装在充电装置 165 上,可以非接触地对该电池 166 充电。

[0152] 根据本实施例,在管单元 19 内可以不插通电气信号线,所以能够进一步降低管单元 19 的成本,可以实现更加适合一次性使用的管单元 19。并且,可以使管单元 19 自身细径化,可以提高操作操作部 22 时的操作性。

[0153] 并且与实施例 1 同样,可以形成为在操作部 22 附近将内窥镜主体 18 和管单元 19 分离的结构,所以能够在短时间内进行内窥镜主体 18 的清洗和消毒。即,可以提高清洗性和消毒性。

[0154] 并且,根据本实施例,可以通过简单的操作进行电池 166 的充电和从电池 166 向操作部 22 内部的电源电路 161 的供电的切换。

[0155] 即,与将电池单元 164 安装在凹部 163 上的操作连动地接通磁力线开关 171,以使开关电路 169 处于动作状态,将电池 166 的电力以无接点且非接触方式通过非接触供电用线圈 162 向电源电路 161 侧提供,另一方面,通过把该电池单元 164 安装在充电装置 165 上,可以与该安装操作连动地进行切换使充电电路 170 处于动作状态,对电池 166 充电。

[0156] 并且,根据本实施例,在不需要送气送水操作和吸引操作时,如在实施例 1 中说明的那样,也可以把管单元 19 侧从内窥镜主体 18 上卸下后使用。

[0157] 另外,在本实施例中,通过把电池单元 164 安装在凹部 163 上,可以把电力供给从电池单元 164 的电池 166 切换到电源电路 161 侧,但也可以适用于实施例 1。

[0158] 即,通过在与非接触充电用线圈 153 相对的(操作部 22 的外表面)位置上配置或安装充电装置的非接触供电用线圈,可以从电池 151 的输出被输出给电源产生部 98 的状态,切换为利用提供给非接触充电用线圈 153 的交流电力将充电电路 152 的充电输出提供给电池 151,以开始电池 151 的充电。

[0159] 该情况下,在电池 151 的输出被输出给电源产生部 98 的状态下,也可以同时进行借助提供给非接触充电用线圈 153 的交流电力、并利用充电电路 152 的充电输出对电池 151

充电的动作。

[0160] 这样,把上述的各个实施例等进行局部组合等构成的实施例等也属于本发明。

[0161] 并且,将各个实施例变更后的变形例也属于本发明。例如,将管单元 19 的连接部从握持部 68 或操作部 22 错位到插入部 21 的基端(后端)侧等变形后的结构基本上也属于本发明。

[0162] 在本发明中,在较广范围内不同的实施方式可以在不脱离发明精神和范围的情况下,根据本发明构成,这是显而易见的。本发明除了利用附带的权利要求书进行的限定之外,不受其特定实施例的制约。

[0163] 产业上的可利用性

[0164] 根据本发明的内窥镜,将插入部插入体腔内,通过操作设于操作部上的轨迹球等各种操作单元,可以在良好的操作性的基础下进行内窥镜检查,并且由于具有能够以无接点方式充电的电池,所以不需要电源线等,可以提高清洗性等。

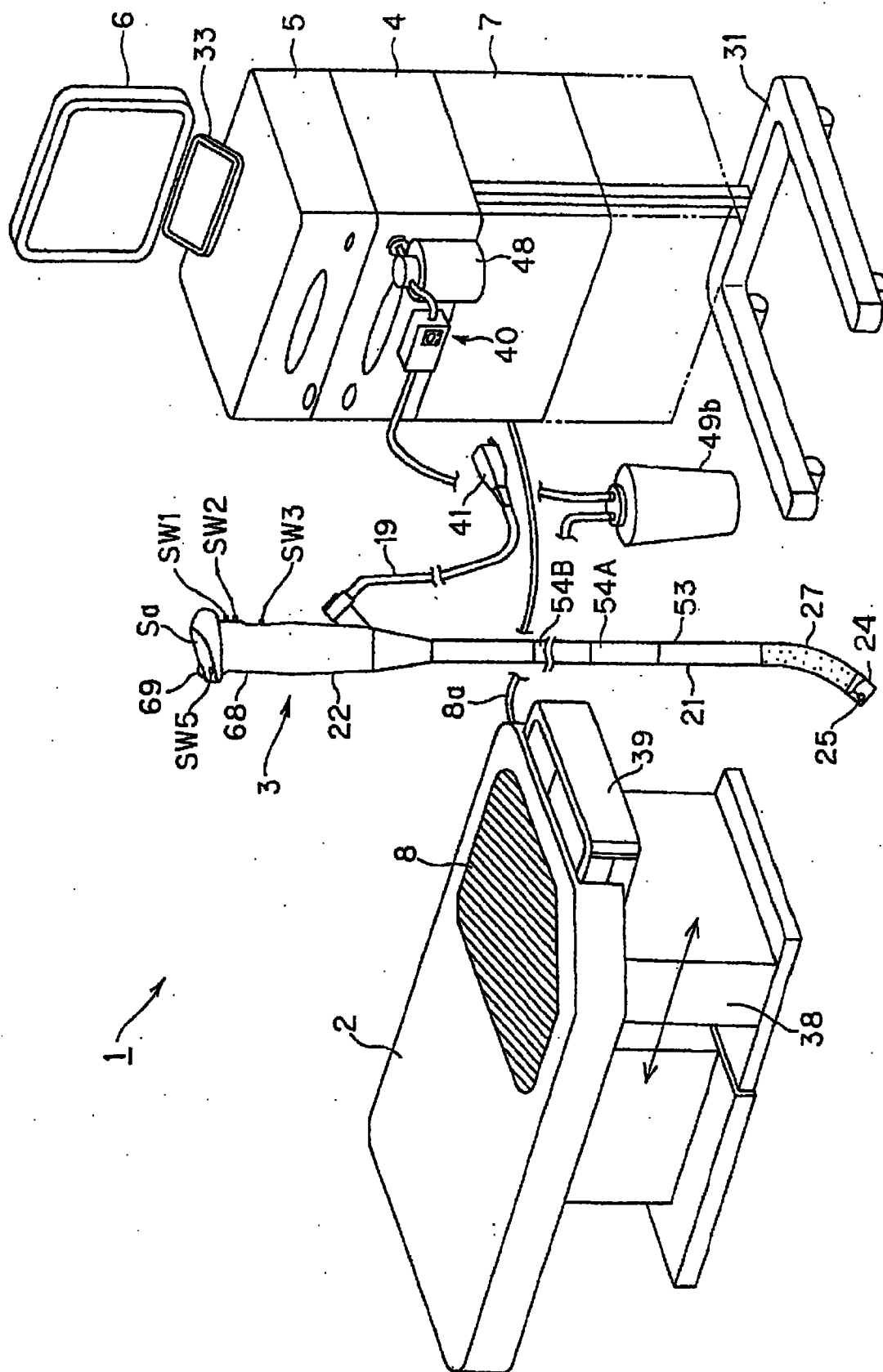


图 1

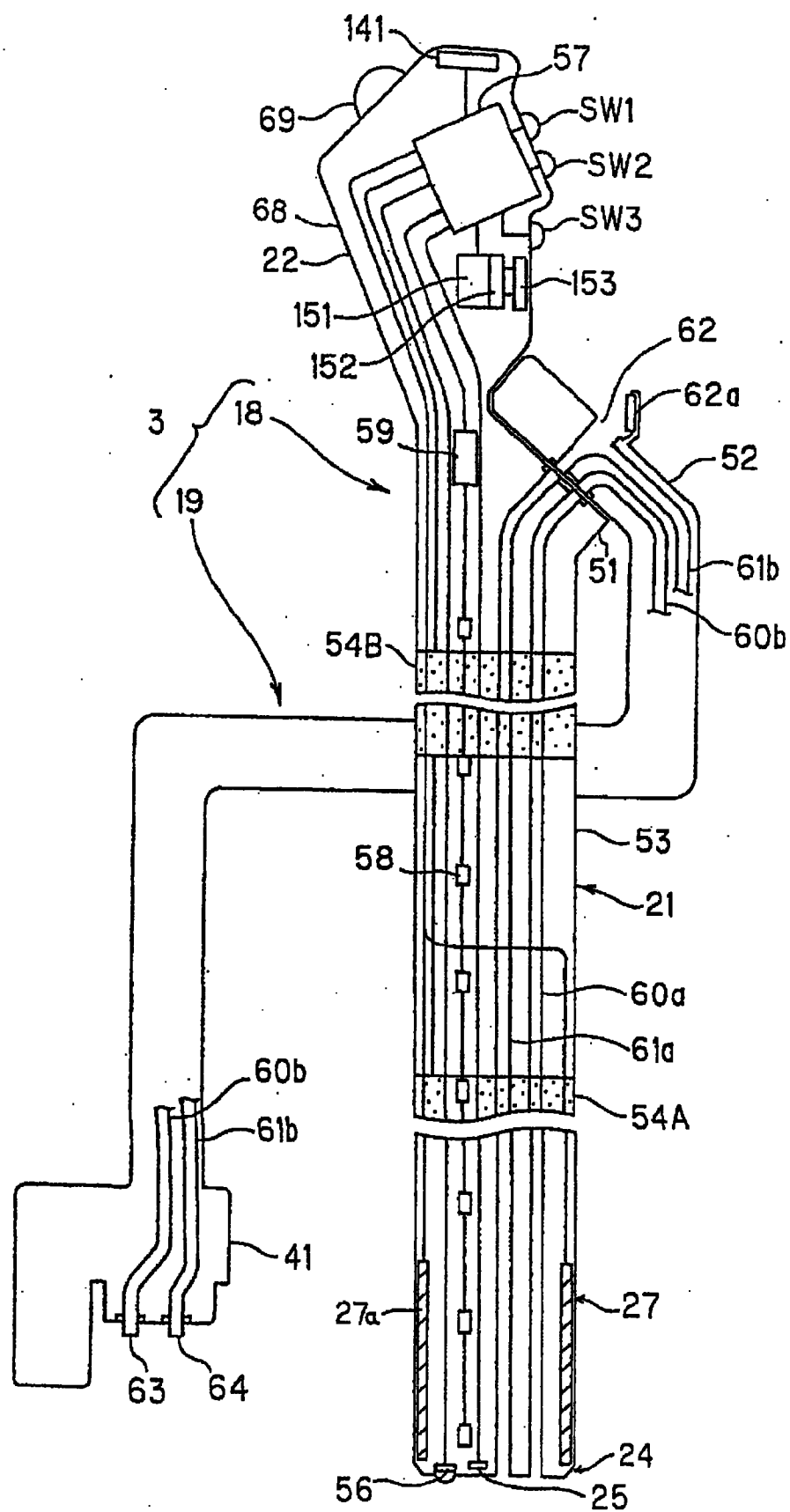


图 2

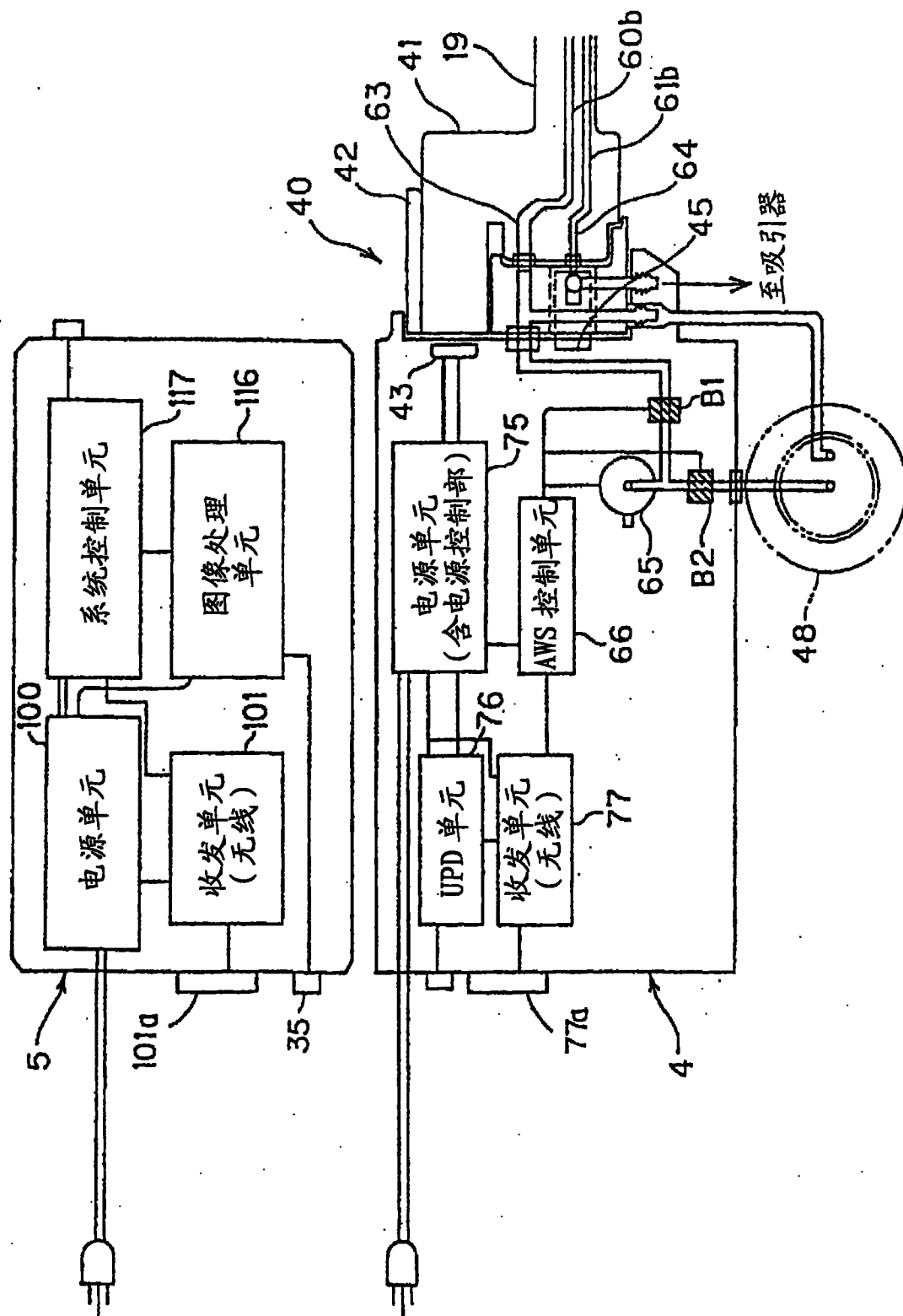


图 3

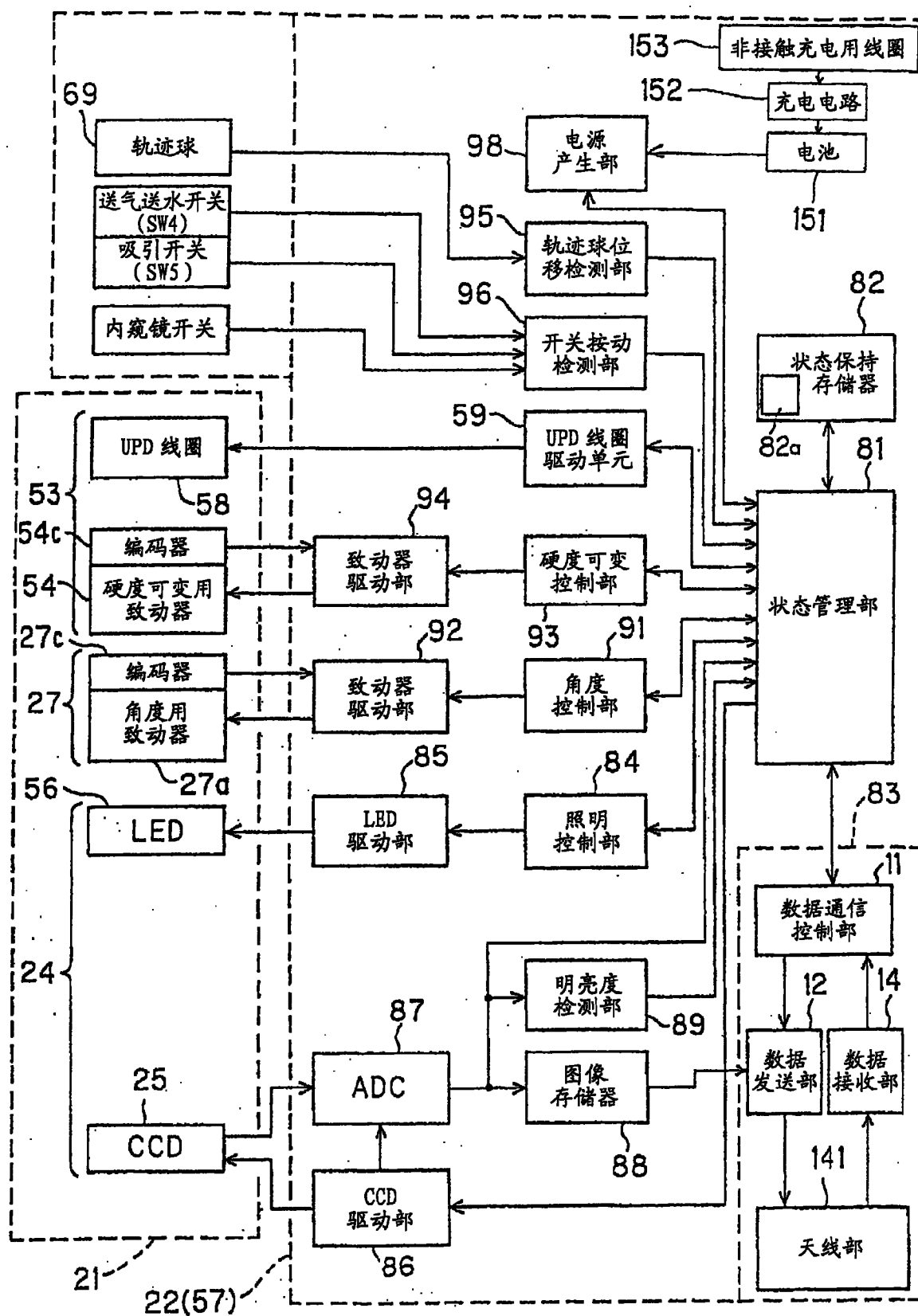


图 4

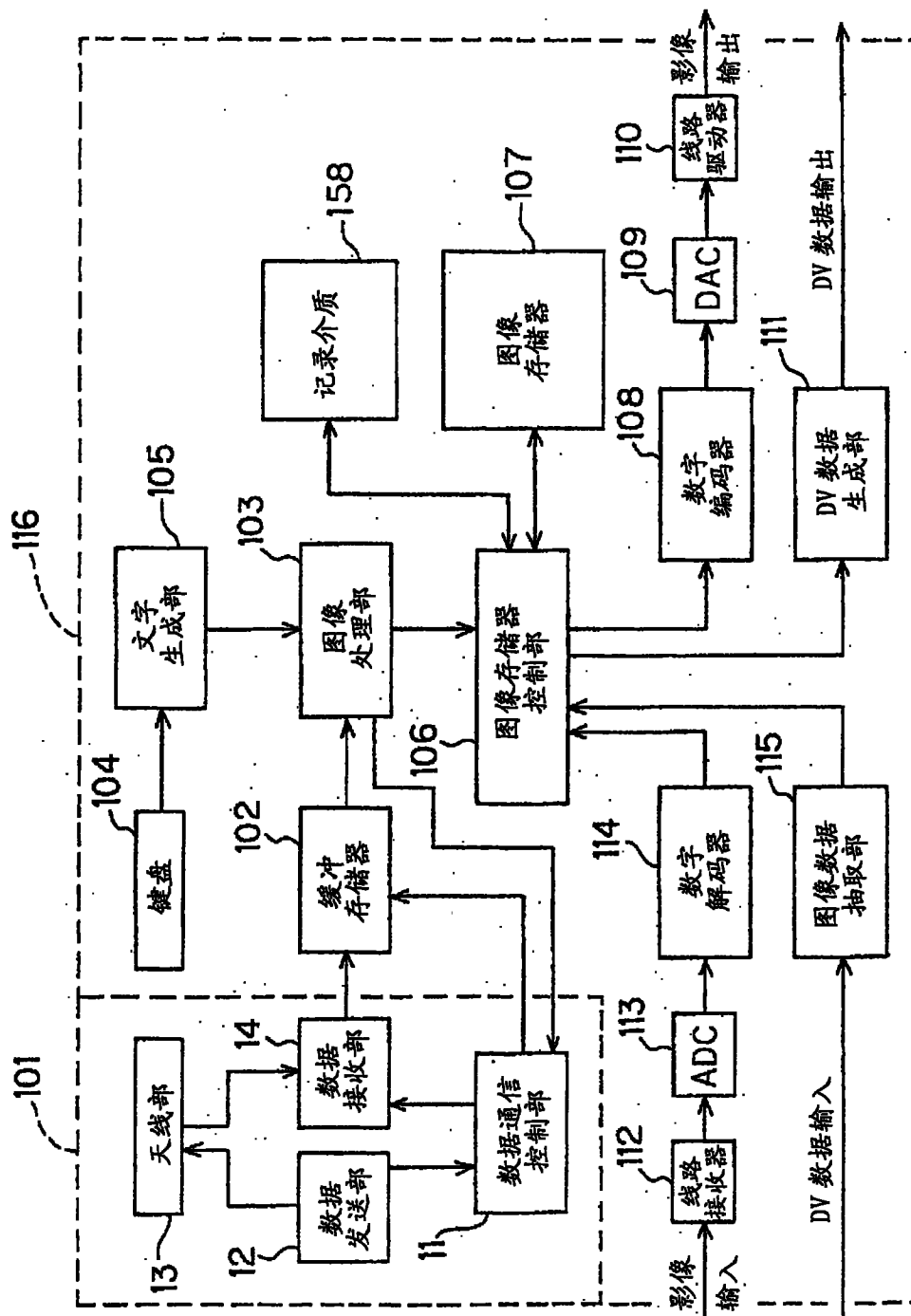


图 5

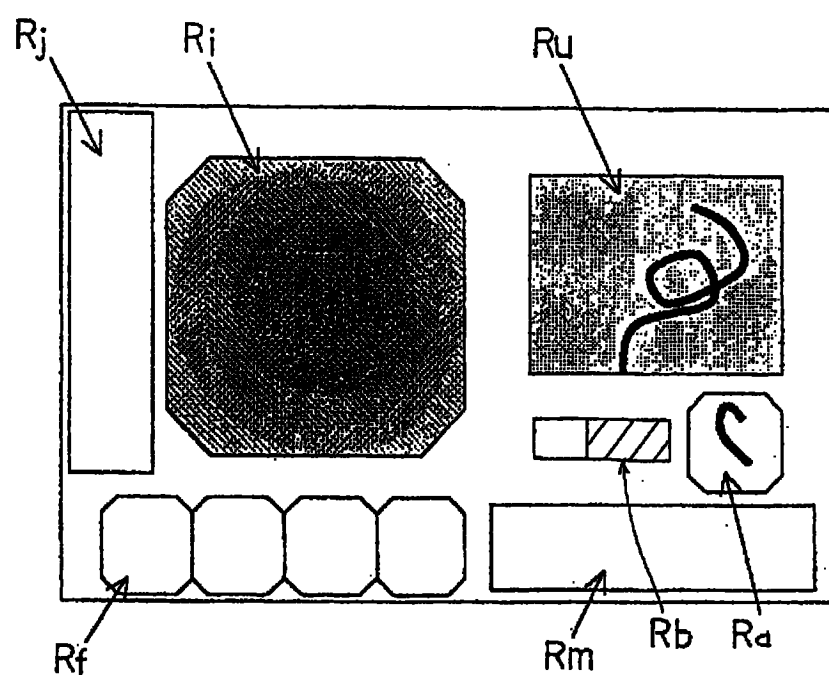


图 6A

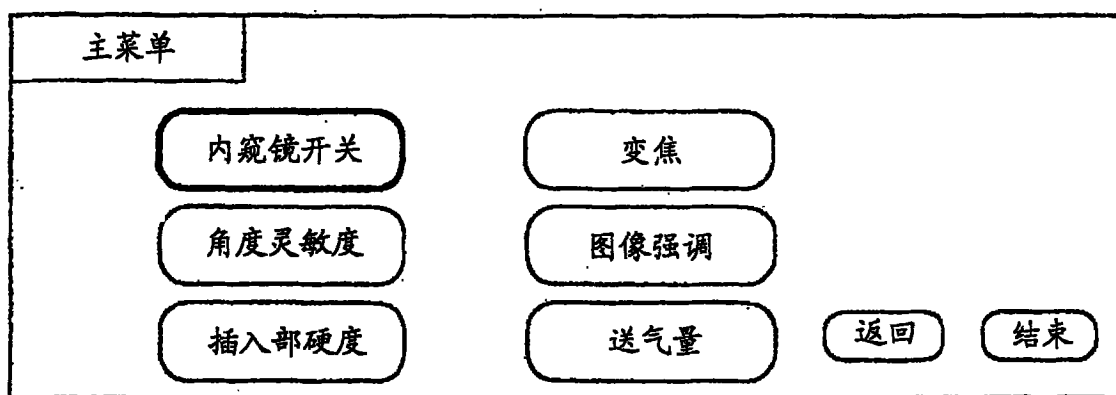


图 6B

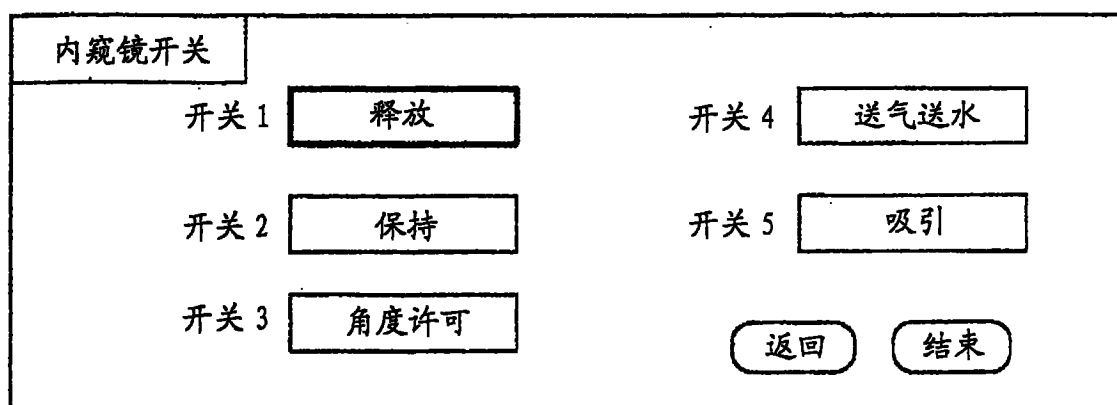


图 6C

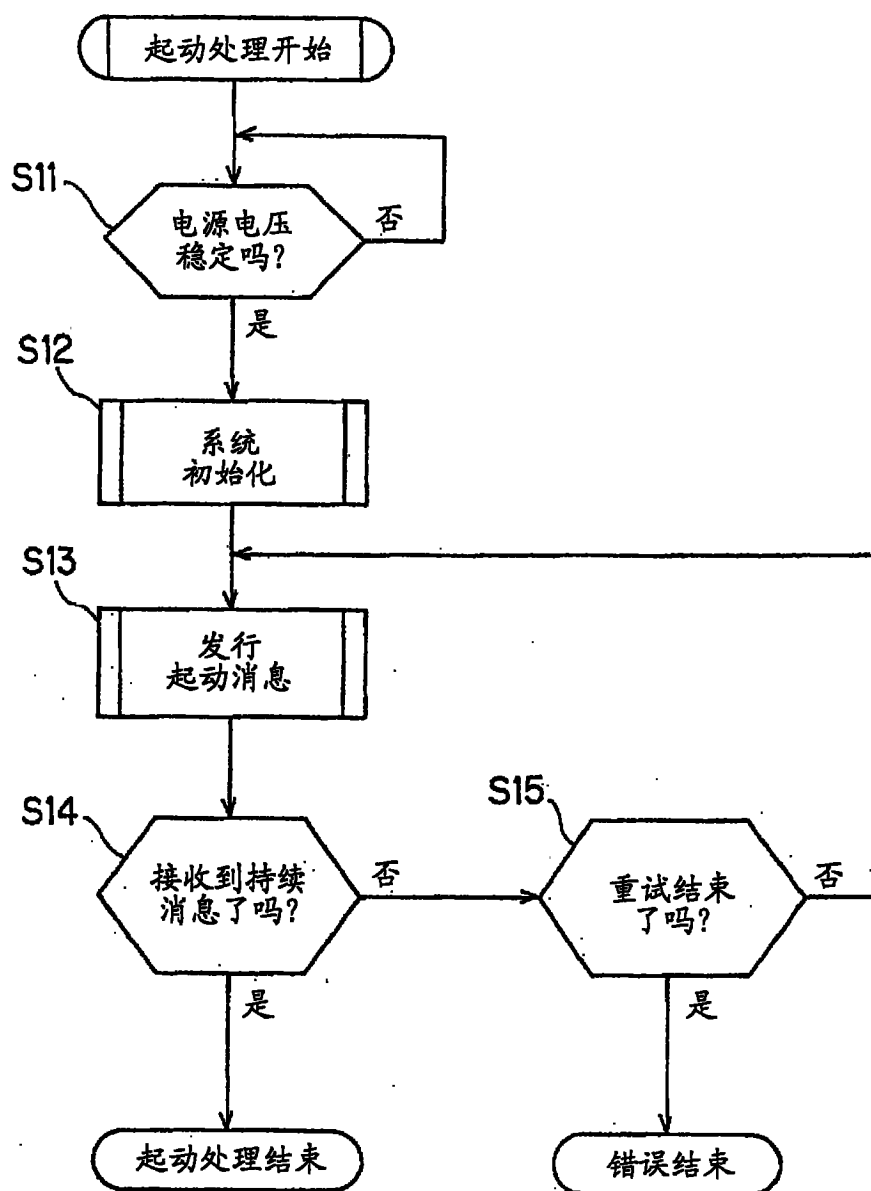


图 7

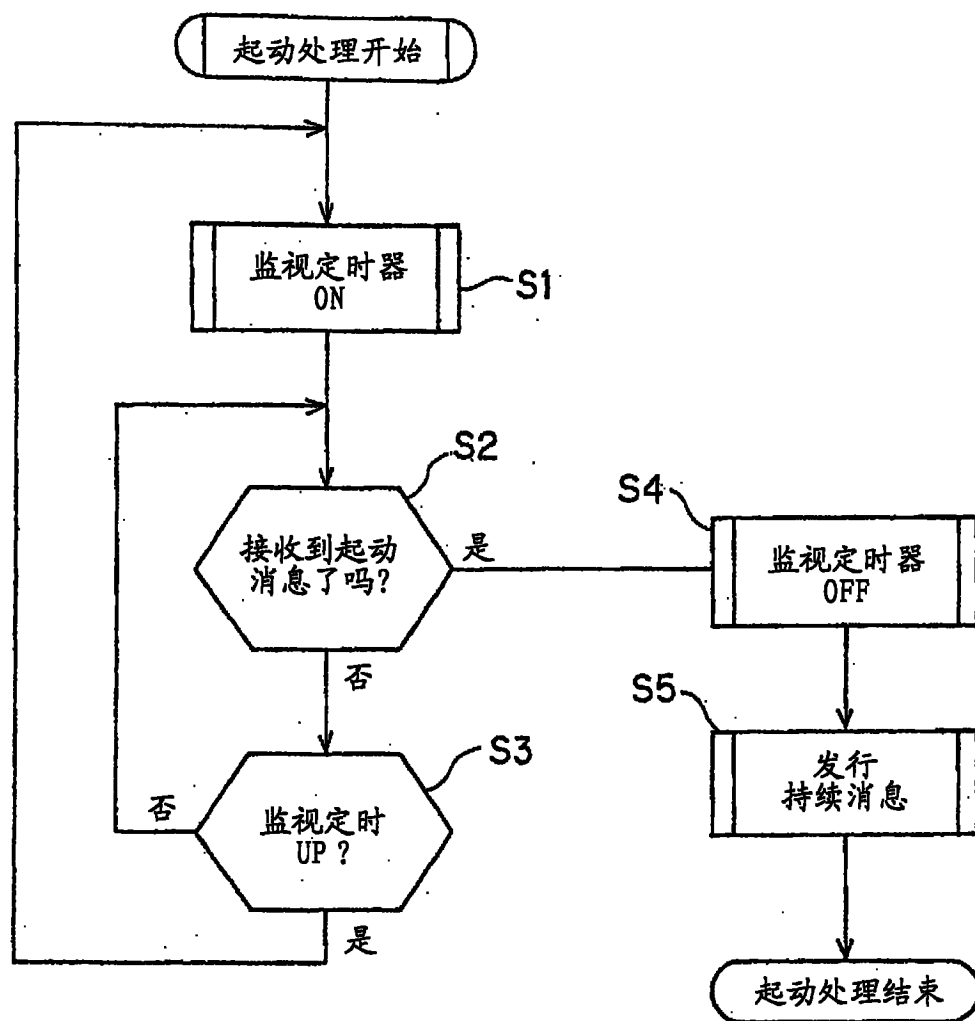


图 8

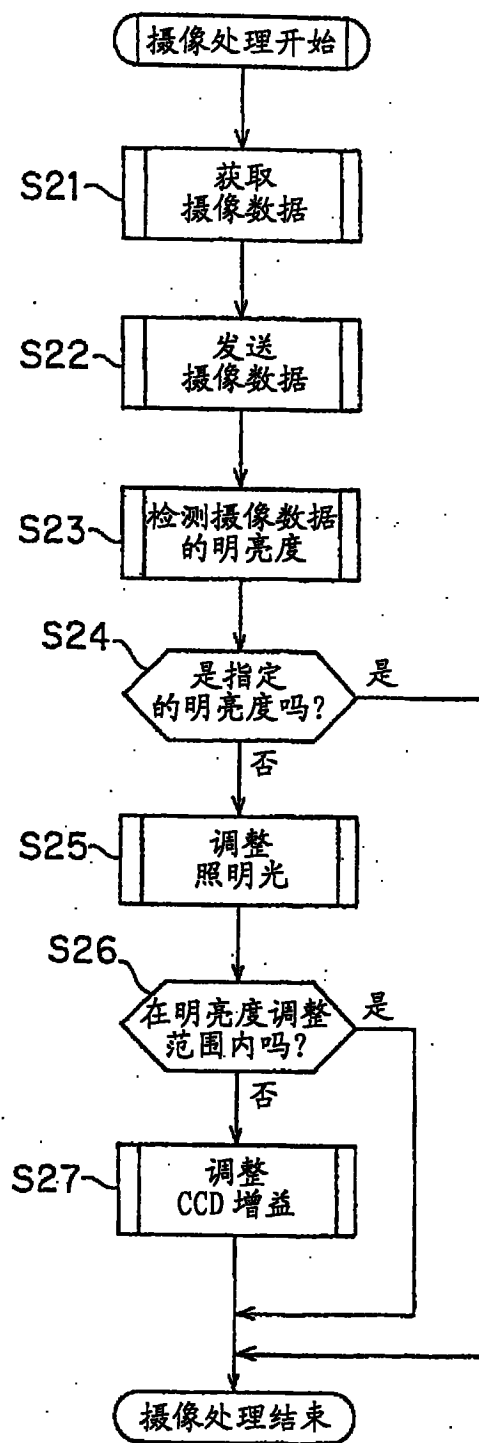


图 9

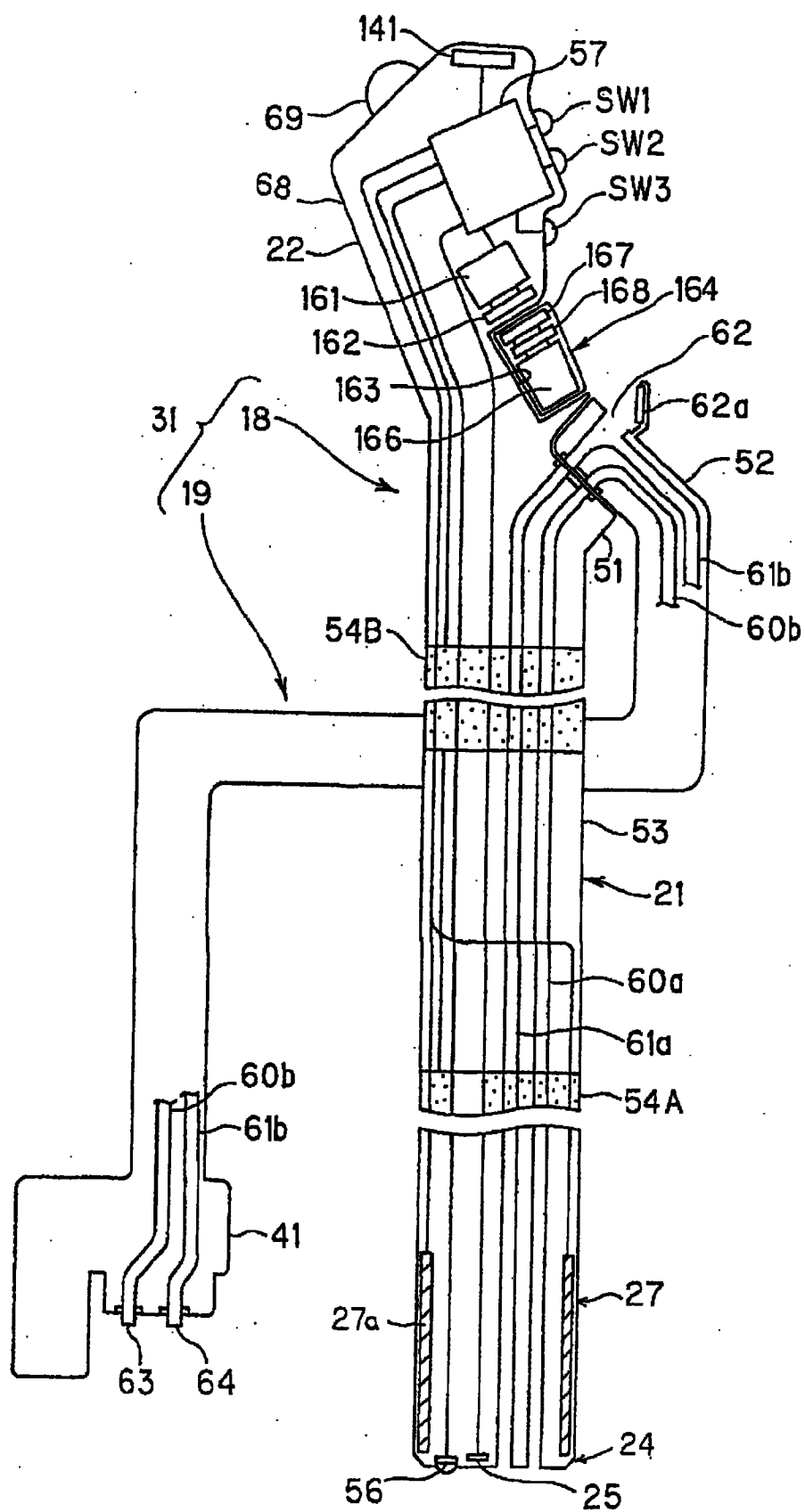


图 10

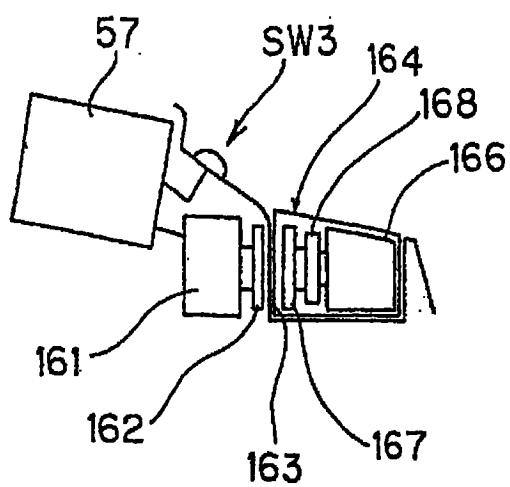


图 11A

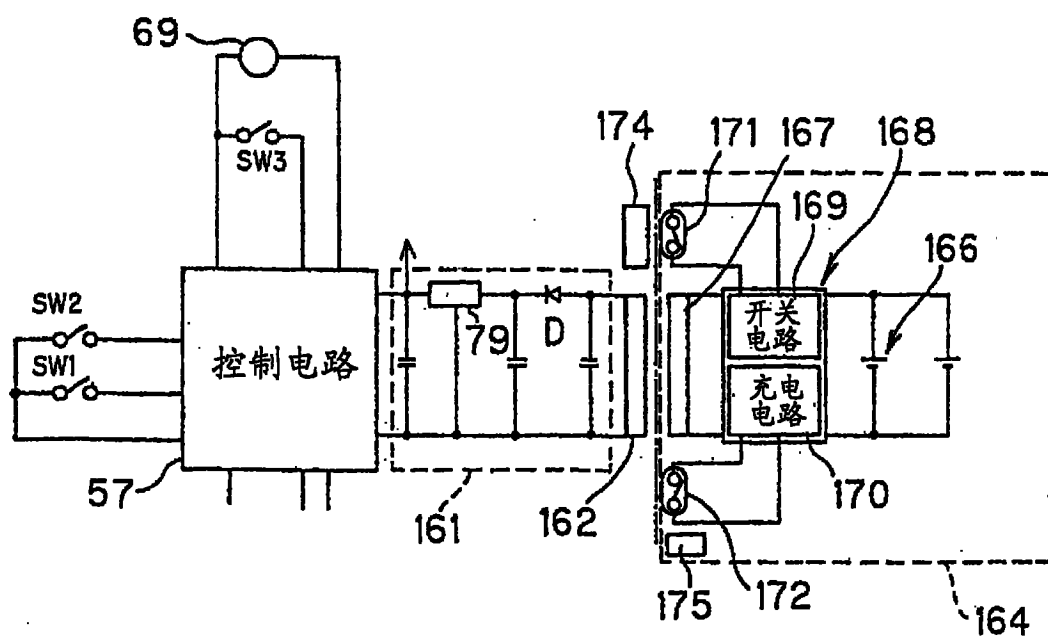


图 11B

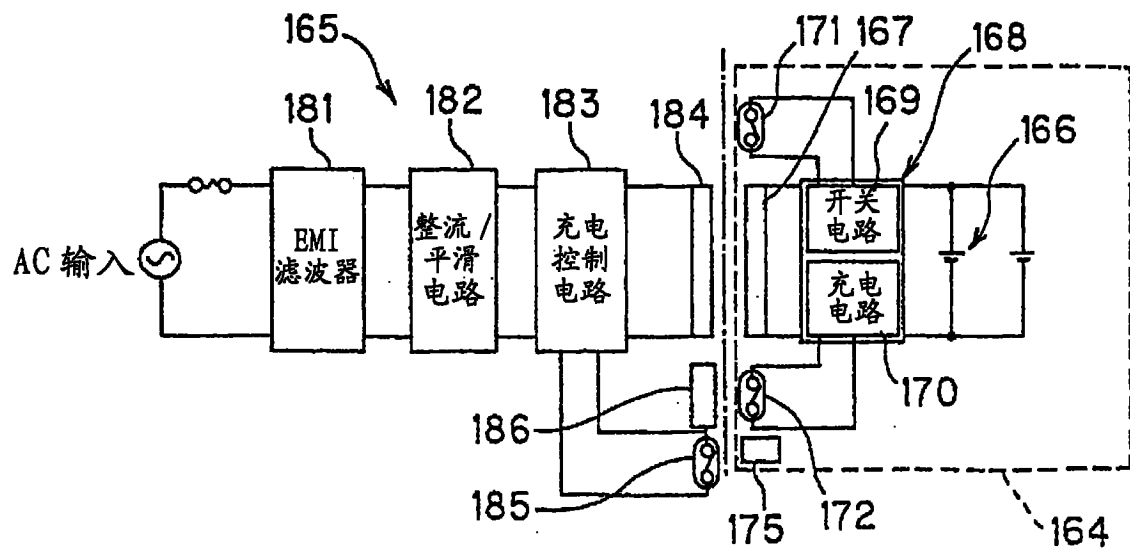


图 11C

专利名称(译)	内窥镜		
公开(公告)号	CN1942133B	公开(公告)日	2010-04-21
申请号	CN200580011958.X	申请日	2005-04-07
[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 谷口明 小野田文幸 野口利昭 铃木克哉		
发明人	内村澄洋 谷口明 小野田文幸 野口利昭 铃木克哉		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00029 A61B2560/0219 A61B1/00032 A61B1/00016 A61B1/00039 G02B23/2476		
审查员(译)	张金芝		
优先权	2004114718 2004-04-08 JP		
其他公开文献	CN1942133A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜，在操作部中内置被用作摄像单元等的电源的电池和充电电路，而且在表面附近设置非接触充电用线圈，形成为接受从外部非接触地提供的交流电力，并可以对电池充电的无接点的结构，具有不受反复清洗和消毒的影响的耐性。而且，使插通有送气送水管路等管路的管单元在操作部附近可自由装卸，由此缩短内窥镜主体侧的管路，可以在短时间内进行清洗等，提高清洗性。

