

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780033542.7

[43] 公开日 2009 年 8 月 19 日

[11] 公开号 CN 101511293A

[22] 申请日 2007.9.6

[21] 申请号 200780033542.7

[30] 优先权

[32] 2006. 9. 11 [33] JP [31] 245974/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2007/067425 2007.9.6

[87] 国际公布 WO2008/032639 日 2008.3.20

[85] 进入国家阶段日期 2009.3.10

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 中本孝治 中村俊夫 高桥和彦
吉江方史

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

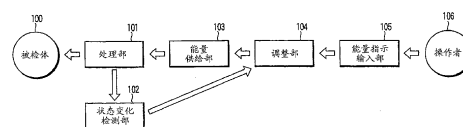
权利要求书 2 页 说明书 18 页 附图 17 页

[54] 发明名称

能量手术装置

[57] 摘要

一种能量手术装置，该能量手术装置具有：对被检体进行处理的处理部(101)；能量供给部(103)，其向处理部(101)提供能量；状态变化检测部(102)，其检测处理部(101)的状态变化；能量指示输入部(105)，其输入能量供给的指示；以及调整部(104)，其根据能量指示输入部(105)的能量供给指示的输入和状态变化检测部(102)的检测结果来调整能量供给部(103)的能量供给。



1. 一种能量手术装置，该能量手术装置具有：
对被检体进行处理的处理部；
能量供给部，其向所述处理部提供能量；
状态变化检测部，其检测所述处理部的状态变化；
能量指示输入部，其输入所述能量供给指示；以及
调整部，其根据经由所述能量指示输入部的能量供给指示的输入和
所述状态变化检测部的检测结果来调整所述能量供给部的能量供给。
2. 根据权利要求1所述的能量手术装置，其中，
所述调整部具有输入所述状态变化量的阈值的阈值输入部。
3. 根据权利要求1所述的能量手术装置，其中，
所述能量手术装置与内窥镜一起使用。
4. 一种能量手术装置，该能量手术装置具有：
对被检体进行处理的处理部；
能量供给部，其向所述处理部提供能量；
力量变化检测部，其检测所述处理部所受到的力量的变化；
能量指示输入部，其输入所述能量供给指示；以及
调整部，其根据经由所述能量指示输入部的能量供给指示的输入和
所述力量变化检测部的检测结果来调整所述能量供给部的能量供给。
5. 根据权利要求4所述的能量手术装置，其中，
所述调整部具有输入所述力量变化量的阈值的阈值输入部。
6. 根据权利要求4所述的能量手术装置，其中，
所述能量手术装置与内窥镜一起使用。
7. 一种能量手术装置，该能量手术装置具有：
对被检体进行处理的处理部；
能量供给部，其向所述处理部提供能量；
状态变化检测部，其检测所述处理部的状态变化；
能量指示输入部，其输入所述能量供给指示；

动力部，其对所述处理部进行有源驱动；

动力指示输入部，其指示所述动力部的动作；

控制部，其响应于经由所述动力指示输入部的动作指示来控制所述动力部；以及

调整部，其根据经由所述能量指示输入部的能量供给指示的输入、经由所述动力指示输入部的动力指示、以及所述状态变化检测部的检测结果来调整所述能量供给部的能量供给和所述动力部的驱动中的一方或双方。

8. 根据权利要求7所述的能量手术装置，其中，
所述状态变化检测部检测所述处理部所受到的力量的变化。

9. 根据权利要求7所述的能量手术装置，其中，
所述调整部具有输入所述状态变化量的阈值的阈值输入部。

10. 根据权利要求9所述的能量手术装置，其中，
所述调整部调整所述动力部的驱动，以使所述状态变化检测部的状态变化量不超过所述阈值。

11. 根据权利要求9所述的能量手术装置，其中，
所述调整部在所述状态变化检测部的状态变化量超过所述阈值的情况下，调整所述能量供给部的能量供给。

12. 根据权利要求7所述的能量手术装置，其中，
所述能量手术装置与内窥镜一起使用。

能量手术装置

技术领域

本发明涉及能量手术装置。

背景技术

近年来，作为进行治疗处理的方法之一，在外科手术等中广泛使用利用了高频（数百 kHz）高压（数百～数千 V）的电手术刀等能量手术装置。作为公开了利用高频能量的手术装置的专利文献，例如具有日本特开平 7-8503 号公报。

另外，作为进行治疗处理的方法之一，在外科手术等中广泛使用超声波处理装置，该超声波处理装置进行如下等处理：吸附或者夹持生物体组织，对进行该吸附或者夹持的部件施加超声波振动，从而切除生物体组织或使生物体组织凝固。作为公开了这样的超声波处理装置的专利文献，例如具有日本特开平 10-5236。

在上述以往的能量手术装置中，在处理部相对于生物体组织以过量的力进行动作的状态下，当能量提供部向处理部提供能量时，有时候会将生物体组织过量切开、或者将生物体组织插穿。因此，操作能量手术装置的医生需要非常细心注意地进行处理，以不对电手术装置的前端部施加过量的力。

发明内容

本发明正是鉴于上述课题而完成的，其目的在于提供一种能够防止将生物体组织过量切开、或者将生物体组织插穿的安全性更高的能量手术装置。

为了达到上述目的，本发明的第 1 方面涉及一种能量手术装置，该能量手术装置具有：对被检体进行处理的处理部；能量供给部，其向所

述处理部提供能量；状态变化检测部，其检测所述处理部的状态变化；能量指示输入部，其输入所述能量供给指示；以及调整部，其根据经由所述能量指示输入部的能量供给指示的输入和所述状态变化检测部的检测结果来调整所述能量供给部的能量供给。

并且，本发明的第2方面涉及一种能量手术装置，该能量手术装置具有：对被检体进行处理的处理部；能量供给部，其向所述处理部提供能量；力量变化检测部，其检测所述处理部所受到的力量的变化；能量指示输入部，其输入所述能量供给指示；以及调整部，其根据经由所述能量指示输入部的能量供给指示的输入和所述力量变化检测部的检测结果来调整所述能量供给部的能量供给。

并且，本发明的第3方面涉及一种能量手术装置，该能量手术装置具有：对被检体进行处理的处理部；能量供给部，其向所述处理部提供能量；状态变化检测部，其检测所述处理部的状态变化；能量指示输入部，其输入所述能量供给指示；动力部，其对所述处理部进行有源驱动；动力指示输入部，其指示所述动力部的动作；控制部，其响应于经由所述动力指示输入部的动作指示来控制所述动力部；以及调整部，其根据经由所述能量指示输入部的能量供给指示的输入、经由所述动力指示输入部的动力指示、以及所述状态变化检测部的检测结果来调整所述能量供给部的能量供给和所述动力部的驱动中的一方或双方。

附图说明

图1是用于说明第1实施方式的概略的图。

图2A是示出本发明第1实施方式的结构图。

图2B是示出本发明第1实施方式的结构图。

图3是挠性镜用电手术刀3的贴附有应变仪8的部分A-A的剖视图。

图4是示出电手术装置1的内部结构的图。

图5是用于说明第1实施方式的结构作用的流程图。

图6是用于说明将第1实施方式应用于ESD时的详细情况的图。

图7A是示出使用了3个应变仪8a、8b、8c的例子图。

图 7B 是示出使用了 2 个应变仪 8a、8b 的例子的图。

图 8 是用于说明第 2 实施方式的概略的图。

图 9 是示出本发明第 2 实施方式的结构图。

图 10 是示出将挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 插入挠性内窥镜 19 时的整体图。

图 11 是示出电手术装置 1 的内部结构的图。

图 12 是用于说明第 2 实施方式的结构作用的流程图。

图 13 是示出本发明第 3 实施方式的结构图。

图 14 是示出电手术装置 1 的内部结构的图。

图 15 是内窥镜下外科手术时的人体腹部 53 的剖视图。

图 16 是示出本发明第 4 实施方式的结构图。

图 17 是示出电手术装置 1 的内部结构的图。

图 18 是用于说明将第 4 实施方式应用于内窥镜下外科手术时的详细情况的图。

具体实施方式

以下，参照附图对本发明的实施方式进行详细说明。

（第 1 实施方式）

以下，使用图 1～图 7B 来说明本发明的第 1 实施方式。本实施方式的能量手术装置具有：状态变化检测部，其检测作为处理部的电手术刀的状态变化、例如施加给电手术刀的力，以及调整部，其根据该状态变化检测部的检测结果来调整向处理部提供的能量供给量，通过这种结构，本实施方式的能量手术装置能够调整处理部针对被检体的处理量。

图 1 是用于说明第 1 实施方式的概略的图。在图 1 中，能量指示输入部 105 从操作者接受用于向处理部 101 提供能量的指示。能量指示输入部 105 将该指示输入信号传递给调整部 104。

另一方面，状态变化检测部 102 检测处理部 101 的状态变化。将所检测出的状态变化传递给调整部 104。调整部 104 根据来自能量指示输入部 105 的信号和来自状态变化检测部 102 的信号来确定向能量供给部 103

输出的输出信号并进行输出。能量供给部 103 根据来自调整部 104 的信号向处理部 101 提供能量。处理部 101 接受来自能量供给部 103 的能量，对被检体 100 实施处理。

图 2A 是示出本发明第 1 实施方式的结构图。电源插头（電源コード）2、挠性镜用电手术刀 3、用于附在患者脚部或背部等上的配极板 4、以及输入高频输出指示的脚踏开关 5 分别通过电线 6a~6d 与电手术装置 1 连接，其中，挠性镜用电手术刀 3 根据从电手术装置 1 输出的高频信号来对患者进行处理。电手术装置 1 具有由阈值显示部 34 和阈值设定按钮 35a~35c 构成的阈值输入部 33。

挠性镜用电手术刀 3 的前端部具有电极部 7。该电极部 7 的材料由 SUS304 形成，可以进行通电。并且，在挠性镜用电手术刀 3 上贴附有应变仪 8，能够检测施加到挠性镜用电手术刀 3 的前端部的力。

图 2B 是图 2A 中的挠性镜用电手术刀 3 的贴附有应变仪 8 的部分 A-A 的剖视图。应变仪 8 按照多个方向（8a~8d）贴附到挠性镜用电手术刀 3 上，可以检测从多个方向施加到挠性镜用电手术刀 3 上的力。并且，应变仪 8 经由未图示的电缆与电手术装置 1 内部的传感器信号处理装置（后述）连接。绝缘套 9 由绝缘体形成，用于防止向电极部 7 施加电压时的漏电。把手 10 与电极部 7 联动地动作，操作者通过操纵该把手 10 来操作电极部 7 的伸缩。

上述挠性镜用电手术刀 3 用于与挠性内窥镜 19 组合起来进行处理。

图 3 是将挠性镜用电手术刀 3 插入挠性内窥镜 19 时的整体图。上述内窥镜 19 具有挠性插入部 21 和近前操作部 22，近前操作部 22 与通用塞绳 23 连接，该通用塞绳 23 连接到未图示的光源装置和视频处理器等上。并且，在近前操作部 22 上形成有用于插入处理器具的通道管路末端开口部 30。在挠性内窥镜 19 的主体中内置有观察光学系统、照明光学系统和通道管路等。

上述插入部 21 由内窥镜前端部 24、与该前端部 24 邻接的内窥镜弯曲部 25、以及与该弯曲部 25 的近前侧连接的内窥镜挠性管 26 构成。并且，在上述插入部 21 的前端部上形成有观察光学系统的观察窗 27、照明

光学系统的照明窗 28 以及通道管路前端开口部 29。在从前端将挠性镜用电手术刀 3 插入到通道管路末端开口部 30 中时, 挠性镜用电手术刀 3 的前端从通道管路前端开口部 29 伸出。

图 4 是示出电手术装置 1 的内部结构的图。AC/DC 变换装置 12 根据由电源插头 2 提供的商用电源而生成 DC 电压, 并将该 DC 电压提供给电手术装置 1 内的结构设备。输出变压器装置 13 向电极部 7 和配极板 4 施加电压。通过将配极板 4 安装到患者背部或脚部等上, 并使电极部 7 触及患者的病变部位, 来进行通电。在配极板 4 和电极部 7 附近都会发热, 但是由于配极板 4 的面积较大, 因此温度上升较小。另一方面, 由于电极部 7 的面积较小, 因此在电极部 7 附近温度急剧上升并由此来灼烧生物体组织。

对各部分进行控制的控制装置 14 包括波形产生装置 15、传感器信号处理装置 17 以及计算装置 18。波形产生装置 15 产生用于进行高频处理的波形。功率放大装置 16 对波形产生装置 15 所产生的波形进行能量放大。传感器信号处理装置 17 通过处理应变仪 8 的感应信号来检测施加到挠性镜用电手术刀 3 的前端部的力。

下面, 使用图 5 的流程图来说明上述第 1 实施方式的结构作用。处理从步骤 S1-1 开始。在步骤 S1-2 中, 当作为通电指示而从踏板开关 (高频开关) 5 输入了信号时, 进入步骤 S1-3。

应变仪 8 检测施加到挠性镜用电手术刀 3 的前端部的力, 将其感应信息发送给控制装置 14。在控制装置 14 中预先设定了阈值, 该阈值用于根据感应信息来识别施加到挠性镜用电手术刀 3 的前端部的力是否过量。另外, 此时的阈值可以通过另外的阈值输入装置 33 内的阈值设定按钮 35a~35c 而设定为任意值, 并显示在阈值显示装置 34 上。由于可以将阈值设定为任意值, 因此能够设定操作者所希望的阈值, 或者设定与患者组织的状况相应的阈值。

控制装置 14 的传感器信号处理装置 17 通过处理应变仪 8 的感应信号来获得感应信息。控制装置 14 判断传感器信号处理装置 17 所获得的感应信息是否不高于阈值 (步骤 S1-3)。在不高于阈值的情况下进入步骤

S1-4。

在步骤 S1-4 中，控制装置 14 向功率放大装置 16 输出波形产生装置 15 所生成的波形。功率放大装置 16 对控制装置 14 所接收到的波形进行能量放大，并将其输出到输出变压器装置 13 中。输出变压器装置 13 根据从功率放大装置 16 得到的电压向电极部 7 和配极板 4 进行高频输出。由于配极板 4 安装在患者的脚部等上，并且电极部 7 触及到病变部位附近，因此通过患者（被检体 100）的身体进行通电。发生通电时，作为其结果，病变部位被进行灼烧。在通电后进入步骤 S1-5。

在步骤 S1-5 中，在操作者没有切断电手术装置 1 的电源的情况下，返回步骤 S1-2。通过重复上述步骤 S1-2～S1-5（循环控制）而对病变部位附近进行灼烧。

另一方面，在步骤 S1-2 中，在没有从踏板开关 5 输入作为通电指示的信号的情况下，转移到步骤 S1-5，这里如果为“否”，则返回步骤 S2。在重复上述步骤 S1-2、S1-5（循环控制）的同时，进行待机，直到操作者切断电源，或者踩下脚踏开关 5 为止。

另一方面，在步骤 S1-3 中，在传感器信号处理装置 17 所获得的感应信息高于阈值的情况下，执行步骤 S1-2、S1-3、S1-5，当在步骤 S1-5 中为“否”时，返回步骤 S2。在重复上述步骤 S1-2、S1-3、S1-5（循环控制）的同时，进行待机，直到操作者切断电源，或者踩下脚踏开关 5 为止。在该情况下，即使操作者踩下脚踏开关 5，也不进行通电。

然后，在步骤 S1-5 中，在操作者切断了电手术装置 1 的电源的情况下，进入步骤 S1-6，结束处理。

下面，使用图 6 来说明将上述第 1 实施方式应用于内窥镜粘膜下层剥离术（以下称为 ESD（endoscopic submucosal dissection））时的详细情况。所谓 ESD 是指使用内窥镜来统一切除位于胃或大肠内的病变的技术。图 6 是胃内部的病变示意图，在进行 ESD 时，预先在包含病变部位 36 的粘膜组织 20 与固有肌层 31 之间局部注入生理盐水 32。挠性镜用电手术刀 3 通过从挠性内窥镜 19 的通道管路末端开口部 30 插入来进行使用。操作者操作挠性内窥镜 19，使电极部 7 与粘膜组织 20 接触。在该状态下，

通过对电极部 7 施加高频电压来灼烧并切开病变部 36 周边的粘膜组织 20。

这里如图中所示，从电极部 7 对粘膜组织 20 施加 F 力，相反，从粘膜组织 20 向电极部 7 施加 F' 反作用力。对于力 F 与反作用力 F' 而言， $F = F'$ 的关系式成立。在力 F 过大的状态下施加高频电压时，有可能会将粘膜组织 20 过量切开、或者将固有肌层 31 插穿。

因此在第 1 实施方式中，在应变仪 8 所检测到的反作用力 F' 高于阈值的情况下，控制向电极部 7 施加高频电压。由此，在对电极部 7 施加了过量的力时，能够防止将粘膜组织 20 过量切开、或者将固有肌层 31 插穿的情况，能够提高安全性。

另外，在本实施方式中列举了胃内 ESD 来作为技术的一例，但是，通过利用本实施方式所示的原理，在利用了其他挠性内窥镜和能量手术装置的所有技术中，都能够防止对电极部 7 施加了过量的力时将生物体组织过量切开、或者将生物体组织插穿，能够提高安全性。

以下示出第 1 实施方式中的各个装置分别相当于图 1 中的哪个处理部。脚踏开关 5 相当于能量指示输入部 105。控制装置 14 相当于调整部 104。输出变压器装置 13 相当于能量供给部 103。挠性镜用电手术刀 3 相当于处理部 101。应变仪 8 相当于状态变化检测部 102。

另外，这里，电极部 7 的形状使用了钩状，但是没有对形状进行特别限制。也可以使用没有发生弯曲的形状或钳子状。

（第 2 实施方式）

以下，主要使用图 8～图 12 来说明本发明的第 2 实施方式。

图 8 是用于说明第 2 实施方式的概略的图。在图 8 中，动力指示输入部 126 从操作者 128 接受用于使处理部 122 动作的指示。并且，能量指示输入部 127 从操作者 128 接受用于向处理部 122 提供能量的指示。动力指示输入部 126 向控制部 125-1 传递与动力指示有关的信号。能量指示输入部 127 向调整部 125-2 传递与能量指示有关的指示。

并且，状态变化检测部 123 向调整部 125-2 传递处理部 122 的状态变化。控制部 125-1 根据来自动力指示输入部 126 的信号和来自状态变化检

测部 123 的信号来决定向动力部 121 的输出,并输出输出信号。并且,调整部 125-2 根据来自能量指示输入部 127 的信号和来自状态变化检测部 123 的信号来决定向能量供给部 121 的输出,并输出输出信号。另外,可以向能量供给部 124 和动力部 121 中的任意一个进行输出。

动力部 121 根据来自控制部 125-1 的信号而使处理部 122 动作。并且,能量供给部 124 根据来自调整部 125-2 的信号而向处理部 122 提供能量。处理部 122 接受来自能量供给部 124 的能量而对被检体 120 实施处理。

图 9 是示出本发明第 2 实施方式的结构图。电源插头 2、挠性镜用电动弯曲电手术刀 40、用于附在患者脚部或背部等上的配极板 4、输入高频输出指示的脚踏开关 5、以及输入挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 的弯曲指示的弯曲指示输入装置 44 分别通过电线 6a~6d 而与电手术装置 1 连接,其中,挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 根据从电手术装置 1 输出的高频信号来对患者进行处理。

电手术装置 1 具有由阈值显示部 34 和阈值设定按钮 35a~35c 构成的阈值输入部 33。挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 的前端部具有电极部 7。该电极部 7 的材料由 SUS304 形成,可以进行通电。并且,在挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 上贴附有应变仪 8,能够检测施加到挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 的前端部的力。

图 2B 是挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 的贴附有应变仪 8 的部分 A-A 的剖视图。应变仪 8 按照多个方向(8a~8d)贴附到挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 上,可以检测从多个方向施加到挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 上的力。并且,应变仪 8 经由未图示的电缆与电手术装置 1 内部的传感器信号处理装置(后述)连接。绝缘套 9 由绝缘体形成,用于防止向电极部 7 施加电压时的漏电。

挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 包括弯曲部 43,从而可以进行弯曲。通过牵引操作线 46 来使该弯曲部 43 弯曲。在电磁电动机 44 旋转时,该操作线 46 通过滑轮 45 而伸缩。该电磁电动机 44 内置有未图示的编码器,该编码器可以检测转速,并且经由电线 6e 将转速传递给电动机控制装置(后述)。这些电磁电动机 44 和滑轮 45 内置在电动机盒 48 内。通过操

作弯曲指示输入装置 41 上的操纵杆 42 来向该弯曲部 43 输入弯曲指示。

上述挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 用于与挠性内窥镜 19 组合起来进行处理。图 10 是将挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 插入挠性内窥镜 19 时的整体图。本实施方式的挠性内窥镜 19 的基本结构与第 1 实施方式中所述的内容相同。

图 11 是示出电手术装置 1 的内部结构的图。AC/DC 变换装置 12 根据电源插头 2 所提供的商用电源而生成 DC 电压,并将该 DC 电压提供给电手术装置 1 内的结构设备。输出变压器装置 13 向电极部 7 和配极板 4 施加电压。通过将配极板 4 安装到患者背部或脚部等上,并使电极部 7 触及患者的病变部位,来进行通电。在配极板 4 和电极部 7 附近都会发热,但是由于配极板 4 的面积较大,因此温度上升较小。另一方面,由于电极部 7 的面积较小,因此在电极部 7 附近温度急剧上升并由此来灼烧生物体组织。

对各部分进行控制的控制装置 14 包括波形产生装置 15、传感器信号处理装置 17、计算装置 18 以及电动机控制装置 47。波形产生装置 15 产生用于进行高频处理的波形。功率放大装置 16 对波形产生装置 15 所产生的波形进行能量放大,并且对电动机控制装置 47 所产生的控制信号进行能量放大。

传感器信号处理装置 17 通过处理应变仪 8 的信号来检测施加到挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 的前端部的力。电动机控制装置 47 计算用于控制电极电动机 44 的信号。

下面,使用图 12 的流程图来说明上述第 2 实施方式的结构的作用。首先,说明在步骤 S2-2 中没有进行弯曲指示的情况。处理从步骤 S2-1 开始。在步骤 S2-2 中,在没有从操纵杆 42 输入作为弯曲指示的信号时,进入步骤 S2-3。在步骤 S2-3 中,当作为通电指示而从踏板开关(高频开关)5 输入了信号时,进入步骤 S2-4。

应变仪 8 检测施加到挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 的前端部的力,将其感应信息发送给控制装置 14。在控制装置 14 中预先设定了阈值,该阈值用于根据感应信息来识别施加到挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 的前

端部的力是否过量。将所述阈值设定为这样的值：在对挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 施加了所述阈值以上的力时，瞬间切除粘膜。另外，阈值可以通过另外的阈值输入装置 33 内的阈值设定按钮 35a~35c 而设定为任意值，并显示在阈值显示装置 34 上。由于可以将阈值设定为任意值，因此能够设定操作者所希望的阈值，或者设定与患者组织的状况相应的阈值。

控制装置 14 的传感器信号处理装置 17 通过处理应变仪 8 的感应信号来获得感应信息。控制装置 14 判断传感器信号处理装置 17 所获得的感应信息是否不高于阈值（步骤 S2-4）。在不高于阈值的情况下进入步骤 S2-5。

在步骤 S2-5 中，控制装置 14 向功率放大装置 16 输出波形产生装置 15 的波形。功率放大装置 16 对控制装置 14 所接收到的波形进行能量放大，并将其输出到输出变压器装置 13 中。输出变压器装置 13 根据从功率放大装置 16 得到的电压来向电极部 7 和配极板 4 之间施加电压。由于配极板 4 安装在患者的脚部等上，并且电极部 7 触及到病变部位 36 附近，因此通过患者的身体进行通电。当发生通电时，作为其结果，病变部位被进行灼烧。在通电后进入步骤 S2-6。

在步骤 S2-6 中，在操作者没有切断电手术装置 1 的电源的情况下，返回步骤 S2-2。通过重复上述步骤 S2-2~S2-6（循环控制）而对病变部位附近进行灼烧。

在步骤 S2-3 中，在操作者没有踩下踏板开关 5 来指示通电的情况下，转移到步骤 S2-6，这里如果为“否”，则返回步骤 S2-2。在重复上述步骤 S2-2、2-3、2-6（循环控制）的同时，进行待机，直到操作者切断电源，或者踩下脚踏开关 5 为止。

在步骤 S2-4 中，在传感器信号处理装置 17 所获得的感应信息高于阈值的情况下，执行步骤 S2-2、2-3、2-4、2-6，当在步骤 S2-6 中为“否”时，返回步骤 S2-2。在重复上述步骤 S2-2、2-3、2-4、2-6（循环控制）的同时，进行待机，直到操作者切断电源，或者踩下脚踏开关 5 为止。在该情况下，即使操作者踩下脚踏开关 5，也不进行通电。

在步骤 S2-6 中，在操作者切断了电手术装置 1 的电源的情况下，进入步骤 S2-7，结束处理。

接着，对在步骤 S2-2 中进行了弯曲指示的情况进行说明。处理从步骤 S2-1 开始。在步骤 S2-2 中，在从操纵杆 42 输入了作为弯曲部 43 的弯曲指示的信号时，进入步骤 S2-8。在步骤 S2-8 中，当作为通电指示从踏板开关 5 输入了信号时，进入步骤 S2-9。在步骤 S2-9 中，传感器信号处理装置 17 通过处理应变仪 8 的信号来检测施加到挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 的前端部的力，然后进入步骤 S2-10。在步骤 S2-10 中，根据步骤 S2-2 中所得到的弯曲指示信息和步骤 S2-9 中所得到的感应信息来对弯曲部 43 进行弯曲控制，以使感应信息不高于阈值，然后进入步骤 S2-11。

在步骤 S2-11 中，进行与步骤 S2-4 同样的处理，当感应信息低于阈值时，进入步骤 S2-12。在步骤 S2-12 中，进行与步骤 S2-5 同样的处理，电极部 7 被通电，对病变部位进行灼烧。然后，当在步骤 S2-6 中为“否”时，返回步骤 S2-2。在重复上述步骤 S2-2、2-8~2-12、2-6（循环控制）的同时，进行待机，直到操作者切断电源，或者踩下脚踏开关 5 为止。

并且，在步骤 S2-8 中，在没有从脚踏开关 5 输入作为通电指示的信号时，转移到步骤 S2-13，并按照步骤 S2-2 中所获得的弯曲指示来进行弯曲控制。然后转移到步骤 S2-6。在重复上述步骤 S2-2、2-8、2-13、2-6（循环控制）的同时，进行待机，直到操作者切断电源，或者踩下脚踏开关 5 为止。

并且，在步骤 S2-11 中，当感应信息高于阈值时，转移到步骤 S2-6。在重复上述步骤 S2-2、2-8、2-9、2-10、2-11、2-6（循环控制）的同时，进行待机，直到操作者切断电源，或者踩下脚踏开关 5 为止。作为结果，即使对弯曲部 47 进行弯曲控制，但由于传感器测量值不低于阈值，因此电极部 7 也不进行通电。

下面，使用图 6 来说明将上述第 2 实施方式应用于内窥镜粘膜下层剥离术（以下称为 ESD（endoscopic submucosal dissection））时的详细情况。省略与第 1 实施方式相同的部分，这里只说明与第 1 实施方式的不同点。在第 2 实施方式中，在应变仪 8 所检测到的反作用力 F' 高于阈值

的情况下，控制弯曲部 43 的弯曲以减小 F 。在即使控制弯曲， F 仍然高于阈值的情况下，控制施加给电极部 7 的高频电压。由此，能够防止对电极部 7 施加了过量的力时将粘膜组织 20 过量切开、或者将固有肌层 31 插穿，能够提高安全性。

另外，在本实施方式中列举了胃内 ESD 来作为技术的一例，但是，通过利用本实施方式所示的原理，在利用其他挠性内窥镜和能量手术装置的所有技术中，都能够防止对电极部 7 施加了过量的力时将生物体组织过量切开、或者将生物体组织插穿，能够提高安全性。

以下示出第 2 实施方式中的各个装置分别相当于图 8 中的哪个处理部。弯曲指示输入装置 41 相当于动力指示输入部 126。脚踏开关 5 相当于能量指示输入部 127。控制装置 14 相当于控制部 125-1 和调整部 125-2。输出变压器装置 13 相当于能量供给部 124。挠性镜用电动弯曲电手术刀 40 相当于动力部 121 和处理部 122。应变仪 8 相当于状态变化检测部 123。

另外，在第 2 实施方式中，作为使弯曲部 43 弯曲的方法而使用了操作线 46 和电磁电动机 44，但是当然也可以采用具有弯曲机构的任何手段。例如，可以使用气压致动器来代替电磁电动机 44，还可以使用人工肌肉来代替操作线 46 和电磁电动机 44。

并且，虽然作为使电极部 7 动作的方法而使用了平滑弯曲的弯曲部 43，但是也可以采用能够使电极部 7 动作的任何方法。例如，可以使用弯曲机构或旋转机构。

并且，虽然作为弯曲指示部而使用了操纵杆 41，但在本实施方式中没有对输入方法的形式进行特别限定。例如也可以使用触觉设备（Haptic Device）、触摸面板式监视器或语音识别。

并且，虽然对弯曲部 43 的弯曲和高频信号进行了控制，但是也可以只对它们中的任意一个进行控制。在针对任意一个进行控制的情况下，可以具有供操作者选择控制对象的输入界面。

并且，虽然电极部 7 的形状使用了钩状，但是没有对形状进行特别限制。也可以使用没有发生弯曲的形状或钳子状。

（第 3 实施方式）

以下，主要使用图 13～图 15 来说明本发明的第 3 实施方式。图 13 是示出本发明第 3 实施方式的结构的图。电手术装置 1 的基本结构与图 1 的第 1 实施方式所示的结构相同，这里，不同点在于：连接了腹腔镜手术所使用的电手术刀 50 来代替挠性镜用电手术刀 3。

图 14 是示出电手术装置 1 的内部结构的图。该内部结构也与图 4 的第 1 方式相同。第 3 实施方式的结构作用与图 5 所示的流程图相同，因此这里省略详细的说明。

下面，使用图 15 来说明将第 3 实施方式应用于内窥镜下外科手术时的详细情况。图 15 是进行内窥镜下外科手术时的人体腹部 53 的剖视图。在内窥镜下外科手术中，上述电手术刀 50 用于与硬性内窥镜 54 组合起来进行处理。

以下，特别将在内窥镜下外科手术中切除肝脏 52 的情况举为例子。预先在人体腹部 53 上开设多个孔，并将用于通过硬性内窥镜 54 和处理器具的套管针 55 插入到该孔中。硬性内窥镜 54 和电手术刀 50 通过插入到该套管针 55 内来进行使用。然后，为了确保进行手术的空间，而预先使人体腹部 53 内充满二氧化碳等气体。并且将配极板 4 贴附在背部。

操作者操作电手术刀 50，使电极部 7 接触肝脏 52。在该状态下，通过向电极部 7 与配极板 4 之间施加高频电压来灼烧并切开肝脏 52。这里如图中所示，从电极部 7 对肝脏 52 施加 F 力，相反，从肝脏 52 向电极部 7 施加 F' 反作用力。这里对于力 F 与反作用力 F' 而言， $F=F'$ 的关系式成立。这里，在力 F 过大的状态下施加高频电压时，有可能会将肝脏 52 过量切开或插穿。

在上述第 3 实施方式中，在应变仪 8 所检测到的反作用力 F' 高于阈值的情况下，控制向电极部 7 施加高频电压。由此，在对电极部 7 施加了过量的力时，能够防止将肝脏 52 过量切开或插穿，能够提高安全性。

另外，在本实施方式中列举了内窥镜下外科手术来作为手术的一例，但是，通过利用本实施方式所示的原理，在利用其他手术装置的所有手术中，都能够防止对电极部 7 施加了过量的力时将生物体组织过量切开、或者将生物体组织插穿，能够提高安全性。此时，特别地，可以在进行

开腹外科手术时使用本实施方式，而不需要与内窥镜同时使用。

以下示出本实施方式中的各个装置分别相当于图1中的哪个处理部。脚踏开关5相当于能量指示输入部105。控制装置14相当于调整部104。输出变压器装置13相当于能量供给部103。电手术刀50相当于处理部101。应变仪8相当于状态变化检测部102。

另外，在本实施方式中，电极部7的形状使用了针状，但是其形状没有特别的限制。也可以使用没有发生弯曲的形状或钳子状。

（第4实施方式）

以下，主要使用图16～图18来说明本发明的第4实施方式。

图16是示出本发明第4实施方式的结构图。电手术装置1的基本结构与图9的第2实施方式所示的结构相同，但不同点在于：连接了腹腔镜手术所使用的电动弯曲电手术刀60来代替挠性镜用电动弯曲电手术刀40。并且，作为用于指示弯曲部43的弯曲的手段，使用了操纵杆61和控制杆62来代替弯曲指示输入装置41。此外，电磁电动机、滑轮和操作线虽然未进行图示，但是它们都内置在电动弯曲电手术刀60内。

图17是示出电手术装置1的内部结构的图。内部结构也与图11的第2方式所示的结构相同。第4实施方式的结构作用与图12所示的流程图相同。

下面，使用图18来说明将上述第4实施方式应用于内窥镜下外科手术时的详细情况。图18是进行内窥镜下外科手术时的人体腹部53的剖视图。在内窥镜下外科手术中，上述电动弯曲电手术刀60用于与硬性内窥镜54组合起来进行处理。

以下，特别将在内窥镜下外科手术中切除肝脏52的情况举为例子。

预先在人体腹部53上开设多个孔，并将用于通过硬性内窥镜54和处理器具的套管针55插入到该孔中。硬性内窥镜54和电动弯曲电手术刀60通过插入到该套管针55内来进行使用。然后，为了确保进行手术的空间，而预先使人体腹部53内充满二氧化碳等气体。并且将配极板4贴附在背部。

操作者操作电动弯曲电手术刀60，改变弯曲部43的形状，确定最便

于进行切除操作的姿势，之后使电极部 7 接触肝脏 52。在该状态下，通过向电极部 7 与配极板 4 之间施加高频电压来灼烧并切除肝脏 52。这里如图中所示，从电极部 7 对肝脏 52 施加 F 力，相反，从肝脏 52 向电极部 7 施加 F' 反作用力。这里对于力 F 与反作用力 F' 而言， $F=F'$ 的关系式成立。这里，在力 F 过大的状态下施加高频电压时，有可能会将肝脏 52 过量切开或插穿。

在上述第 4 实施方式中，在应变仪 8 所检测到的反作用力 F' 高于阈值的情况下，控制弯曲部 43 的弯曲以使 F 减小。在即使控制弯曲， F 仍然高于阈值的情况下，控制施加给电极部 7 的高频电压。由此，在对电极部 7 施加了过量的力时，能够防止将肝脏 52 过量切开或插穿，能够提高安全性。另外，在本实施方式中列举了内窥镜下外科手术来作为手术的一例，但是，通过利用本实施方式所示的原理，在利用其他能量手术装置的所有技术中，都能够防止对电极部 7 施加了过量的力时将生物体组织过量切开、或者将生物体组织插穿，能够提高安全性。此时，特别地，可以在进行开腹下外科手术时使用本实施方式，而不需要与内窥镜同时使用。

以下示出本实施方式中的各个装置分别相当于图 8 中的哪个处理部。操纵杆 61 和控制杆 62 相当于动力指示输入部 126。脚踏开关 5 相当于能量指示输入部 127。控制装置 14 相当于控制部 125-1 和调整部 125-2。输出变压器装置 13 相当于能量供给部 124。电动弯曲电手术刀 60 相当于动力部 121 和处理部 122。应变仪 8 相当于状态变化检测部 123。

另外，虽然作为使弯曲部 43 弯曲的方法而使用了操作线和电磁电动机，但是当然也可以采用具有弯曲机构的任何手段。例如，可以使用气压致动器来代替电磁电动机，还可以使用人工肌肉来代替操作线和电磁电动机。

并且，在本实施方式中，作为控制电极部 7 的位置的方法而使用了平滑弯曲的弯曲部 43，但是也可以采用能够改变电极部 7 的位置的任何方法。例如，可以使用弯曲机构或旋转机构。

并且，在本实施方式中，作为弯曲指示部而使用了操纵杆 61 和控制

杆 62，但在本实施方式中没有对输入方法的形式进行特别限定。例如也可以使用触觉设备（Haptic Device）、触摸面板式监视器或语音识别。

并且，在本实施方式中，弯曲指示部内置于电动弯曲电手术刀 60 内，但是也可以与电动弯曲电手术刀分离。

并且，在本实施方式中，对弯曲部 43 的弯曲和高频信号进行了控制，但是也可以只对它们中的任意一个进行控制。在针对任意一个进行控制的情况下，可以具有供操作者选择控制对象的输入界面。

并且，在本实施方式中，电极部 7 的形状使用了针状，但是没有对形状进行特别限制。也可以使用没有发生弯曲的形状或钳子状。

另外，在上述第 1～第 4 的各实施方式中，将施加到电极部 7 的力量作为状态变化检测部所测量的状态变化量的例子，但是所测量的状态变化量不限于力量。例如也可以测量施加到电极部 7 的变形量、温度变化量、速度、加速度、位置信息。

并且，在上述各实施方式中，使用了应变仪 8 来作为施加到挠性镜用电手术刀 3 的力的感应部，但是传感器的种类也可以用光纤传感器、压电传感器、半导体应变仪、静电电容传感器等其他力量检测传感器来代替。此外，也可以用力量检测以外的温度传感器、MEMS 压力传感器、陀螺传感器、磁传感器来代替。

并且，没有对应变仪 8 的贴附方法进行特别限定。如图 7A、图 7B 所示，也可以使用 3 个或 2 个应变仪 8。虽然这样有损于施加到电极部 7 上的力的方向和测量精度，但是减少了应变仪 8 和连接该应变仪 8 的电缆，因此能够使装置简化并降低成本。

另外，关于贴附应变仪 8 的位置，只要能够测量施加到电极部 7 上的力，则也可以使用其他贴附方法。并且，虽然将脚踏开关 5 用作高频输出能量的指示输入部，但是例如也可以使用手动开关或语音识别开关等其他指示输入部。

并且，虽然将 SUS304 用作电极部 7 的材料，但是也可以用其他任何导电性物体来代替。

并且，在上述各实施方式中，通过判断传感器信号处理装置 17 所获

得的感应信息是否不高于阈值来控制电极部 7 的高频信号的接通/关闭，然而也可以根据传感器信号处理装置 17 所获得的感应信息而由控制装置 14 来控制电极部 7 的高频信号的增减。

而且，在上述各实施方式中使用了挠性镜用电手术刀，但是也可以应用于其他能量处理器具，例如超声波处理器具等。

（第 5 实施方式）

以下，说明本发明的第 5 实施方式。作为内窥镜粘膜下剥离术中的偶发症，可以举出由切开处理器具等引起的穿孔。这是由于切开处理器具强烈压迫固有肌层造成的，但是对于经过内窥镜通道的处理器具而言，操作者很难通过内窥镜的角度操作来感觉出施加到设置在切开处理器具前端的切开部上的力量。并且，在通过使切开处理器具压迫粘膜而在病变周边附上标记的情况下，由于处理器具较长，因此很难感觉出施加到切开部上的力量。

为了解决上述课题，第 5 实施方式的特征在于具有以下结构。

1. 具有检测施加到设置在切开处理器具前端的切换部上的力量的功能。
2. 在 1 中，切开处理器具利用机械手来驱动处理器具的送入和脱离动作。
3. 在 1 或 2 中，设置了如下机构：在施加到切开部上的力量达到插入固有肌层的力量之前发出警告。
4. 在 3 中，使警告部显示在内窥镜观察监视器上。
5. 在 2 中，设置了如下功能：在施加到切开部上的力量即将达到插入粘膜肌层的力量之前，停止动作。
6. 在 2~5 中，在处理器具系统中所使用的处理器具是局部注入针。

（第 6 实施方式）

以下，说明本发明的第 6 实施方式。作为内窥镜粘膜下剥离术中的偶发症，可以举出由切开处理器具等引起的出血。在以既能防止出血又能进行切开为构思而开发出的高频电源装置中，搭载有交替切换凝固模式和切除模式的端切模式（End Cut Mode）等，但是在切开处理器具移

动快的情况下，会在使血管凝固前将血管切除，因此存在出血的情况。而且，在发生出血的情况下需要进行止血作业，因此还会严重影响治疗时间。

为了解决上述课题，第6实施方式的特征在于具有以下结构。

1. 在与高频电源装置组合使用的切开处理器具中具有如下功能：对设置在该切开处理器前端的手术刀部的驱动进行电控，并且与高频电源的输出设定信息联动地控制手术刀部的驱动速度。

2. 在插通与高频电源装置组合使用的切开处理器具、并且具有可以在任意方向驱动切开处理器具的驱动机构的内窥镜中，对处理器具的驱动进行电控，并且与高频电源的输出设定信息联动地控制手术刀部的驱动速度。

3. 在1或2中，高频电源的模式是端切模式。

根据上述第1实施方式和第3实施方式，控制装置根据应变仪所获得的信号来控制向电极部提供的能量供给量，由此能够防止将生物体组织过量切开、或者将生物体组织插穿，因此安全性提高。

并且，根据第2实施方式和第4实施方式，控制装置根据应变仪所获得的信号来控制弯曲部的弯曲，从而减轻了施加到电极部上的负荷。并且，在即使控制了弯曲部的弯曲，施加到电极部的负荷仍然较大的情况下，由控制装置来控制电极部的通电。由此，能够防止将生物体组织过量切开、或者将生物体组织插穿，因此安全性提高，进而能够提供即使经历手术病例数较少的初级医生也能够安全使用的设备。

产业上的可利用性

根据本发明，由于具有根据状态变化量检测部的检测结果来调整能量供给部的能量供给或动力的调整部，因此能够防止将生物体组织过量切开、或者将生物体组织插穿，从而提高了手术中的安全性。

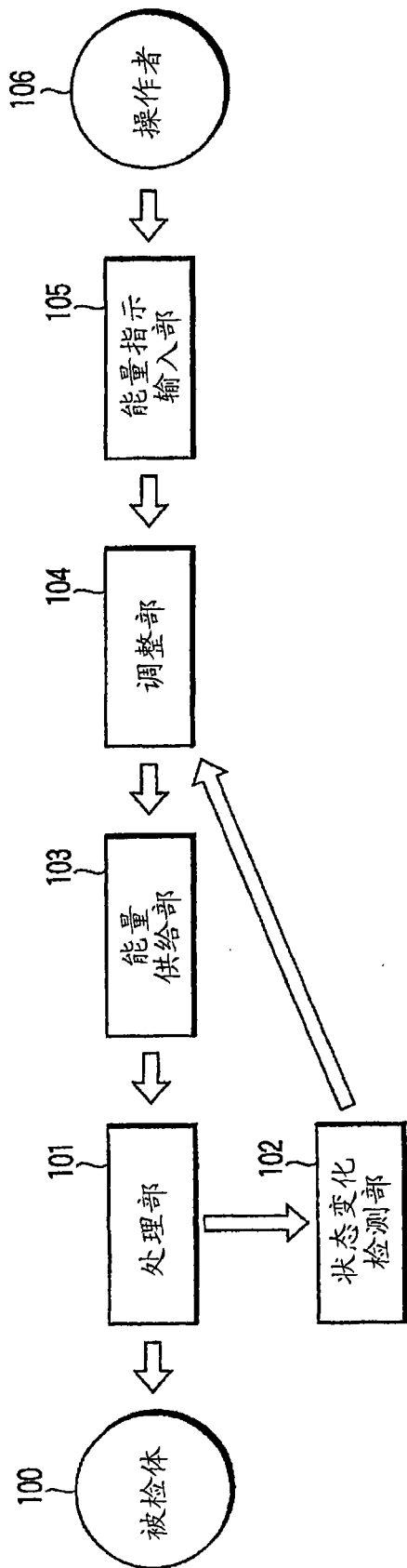


图1

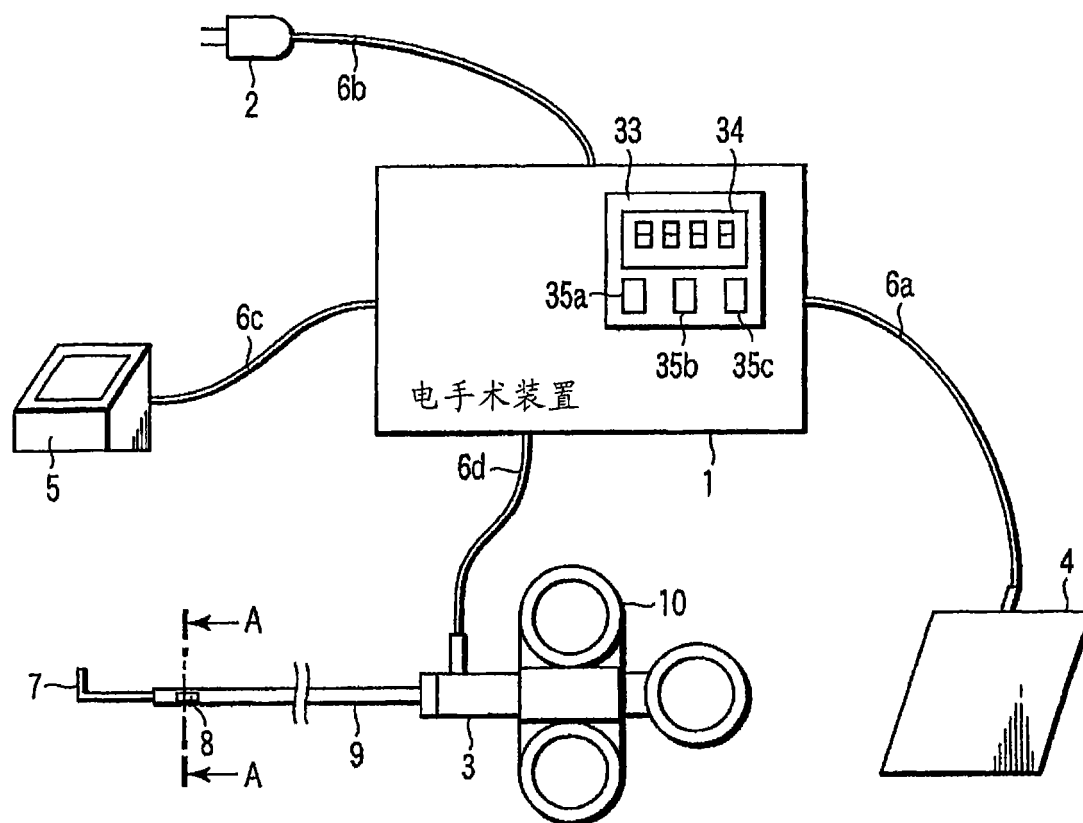


图 2A

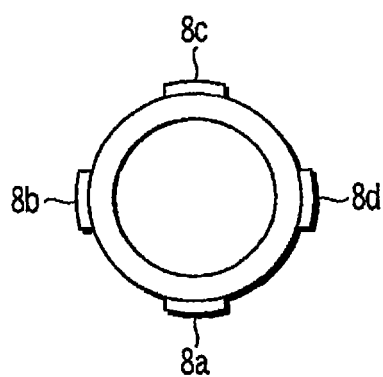


图 2B

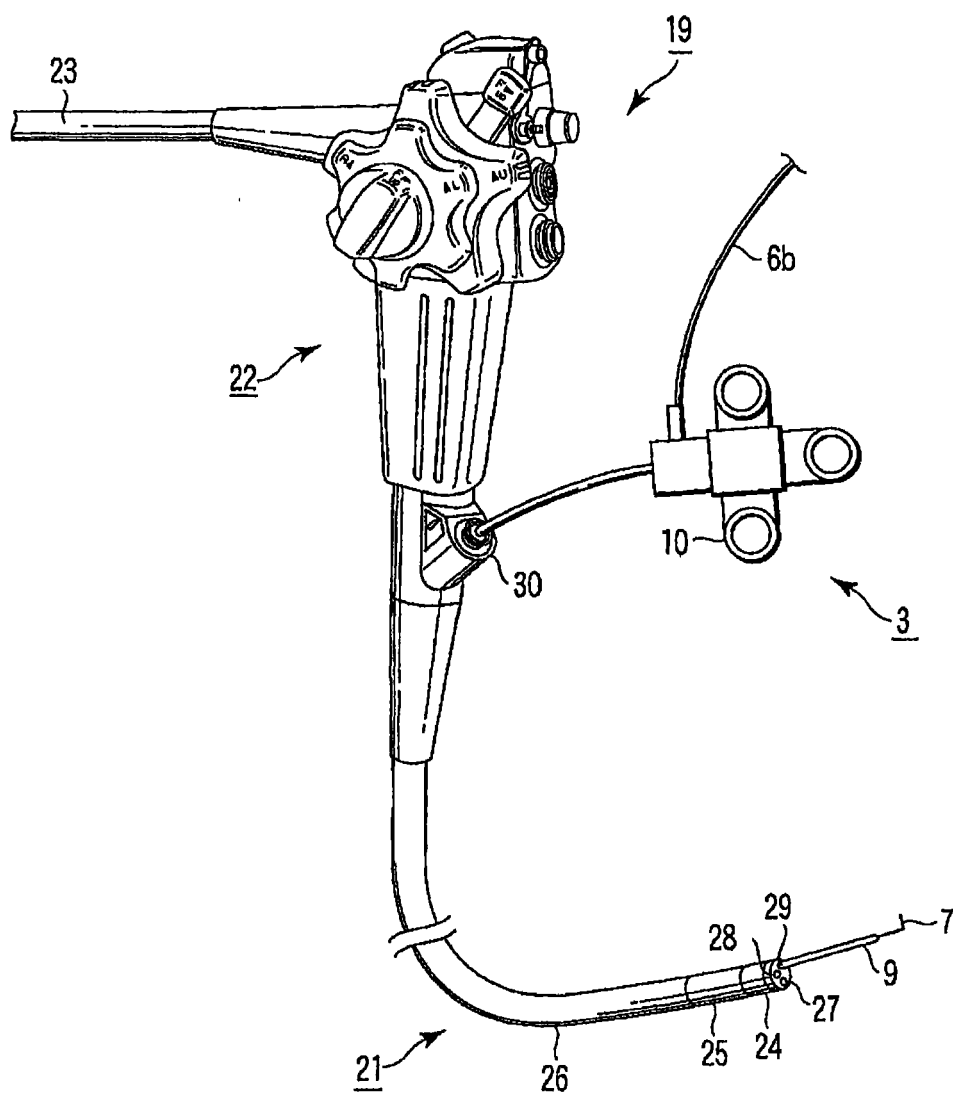


图 3

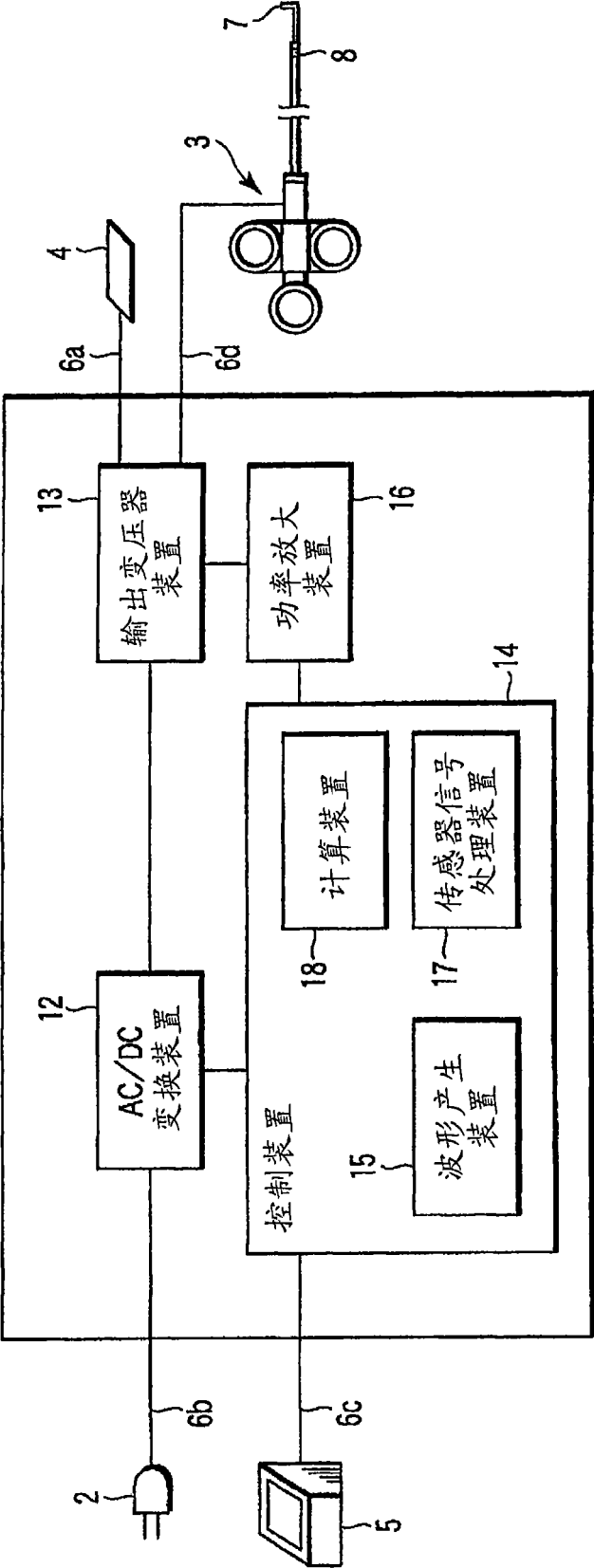


图4

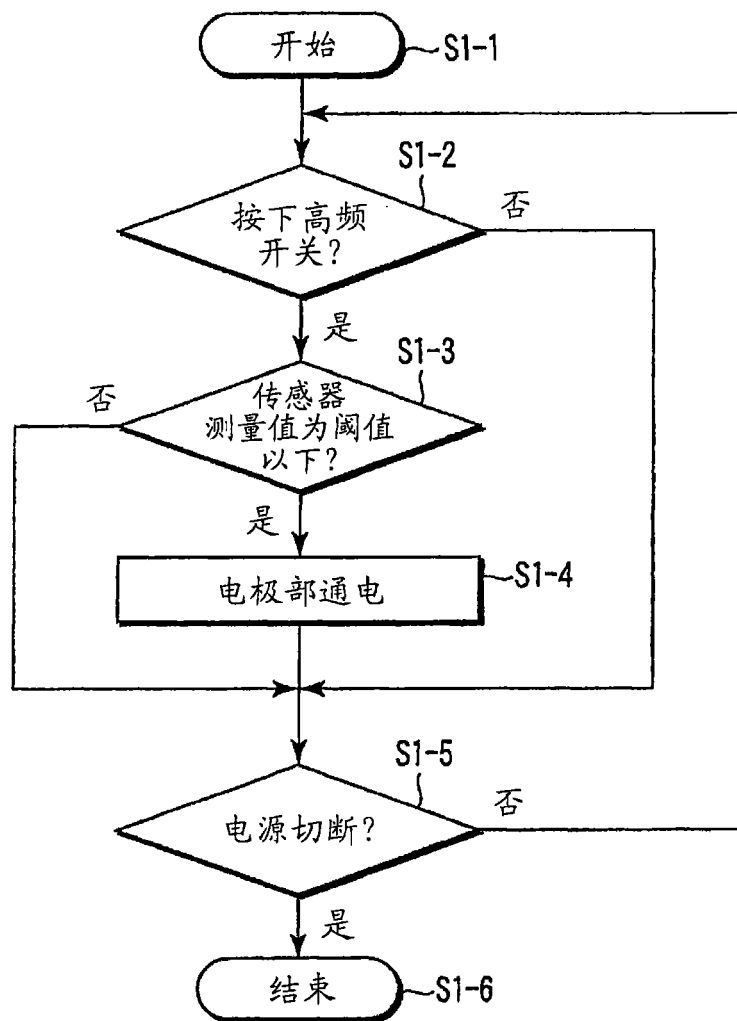


图 5

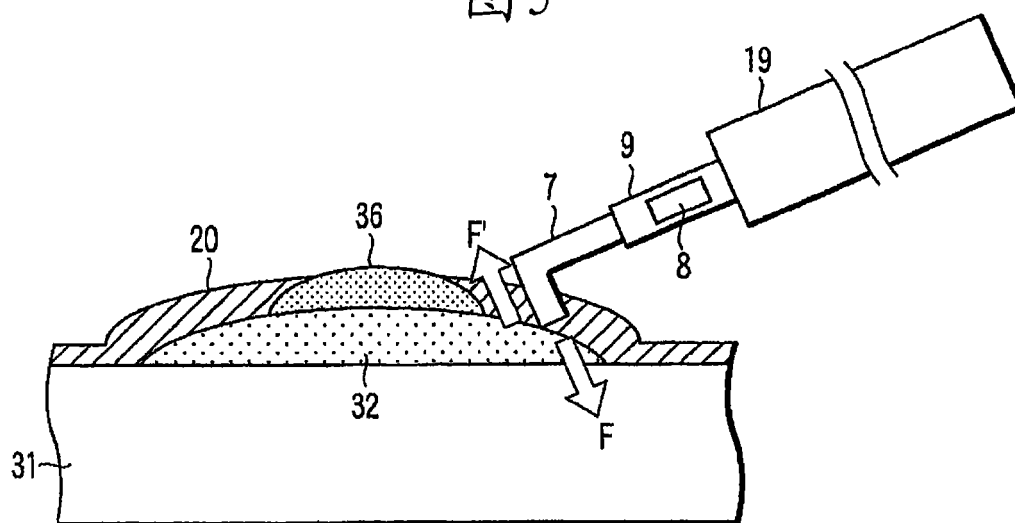


图 6

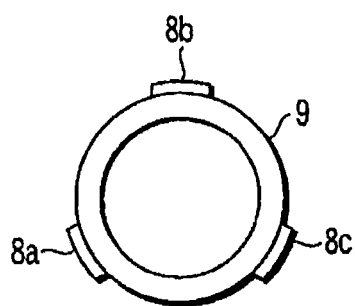


图 7A

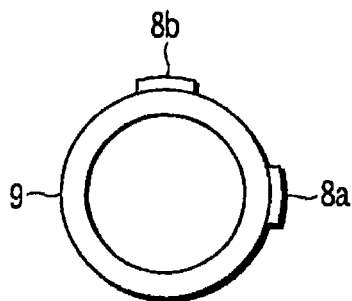


图 7B

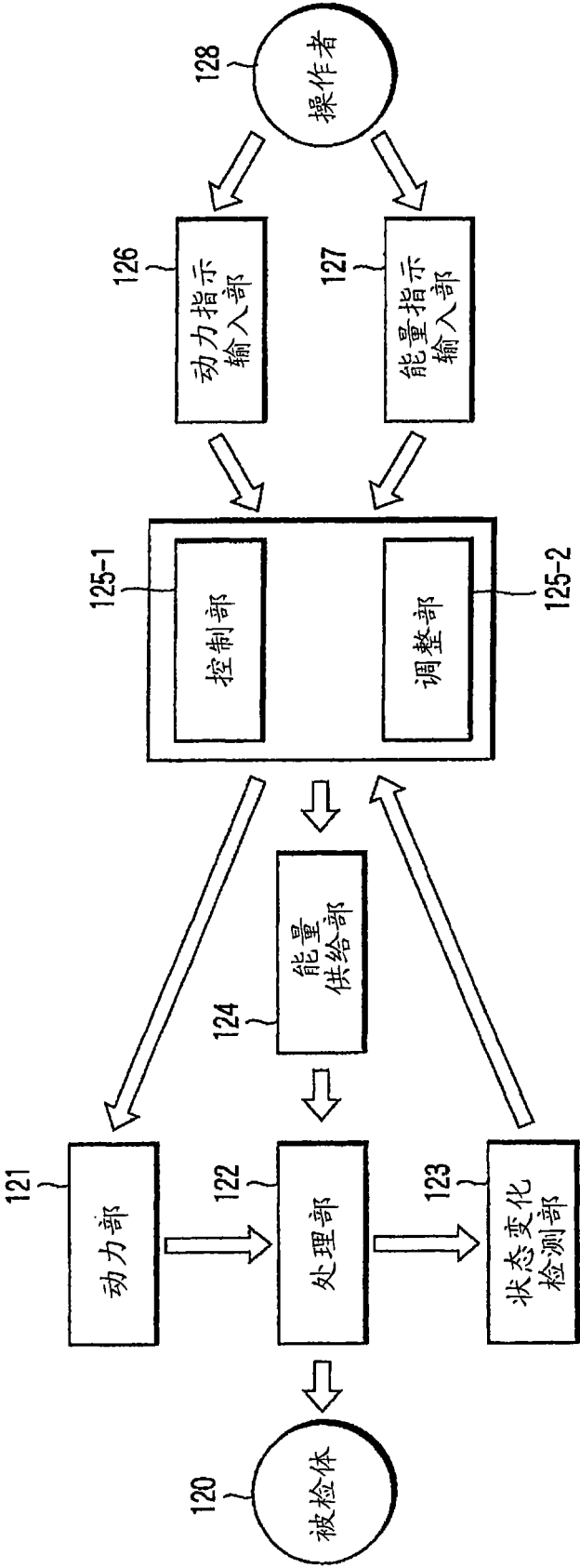


图8

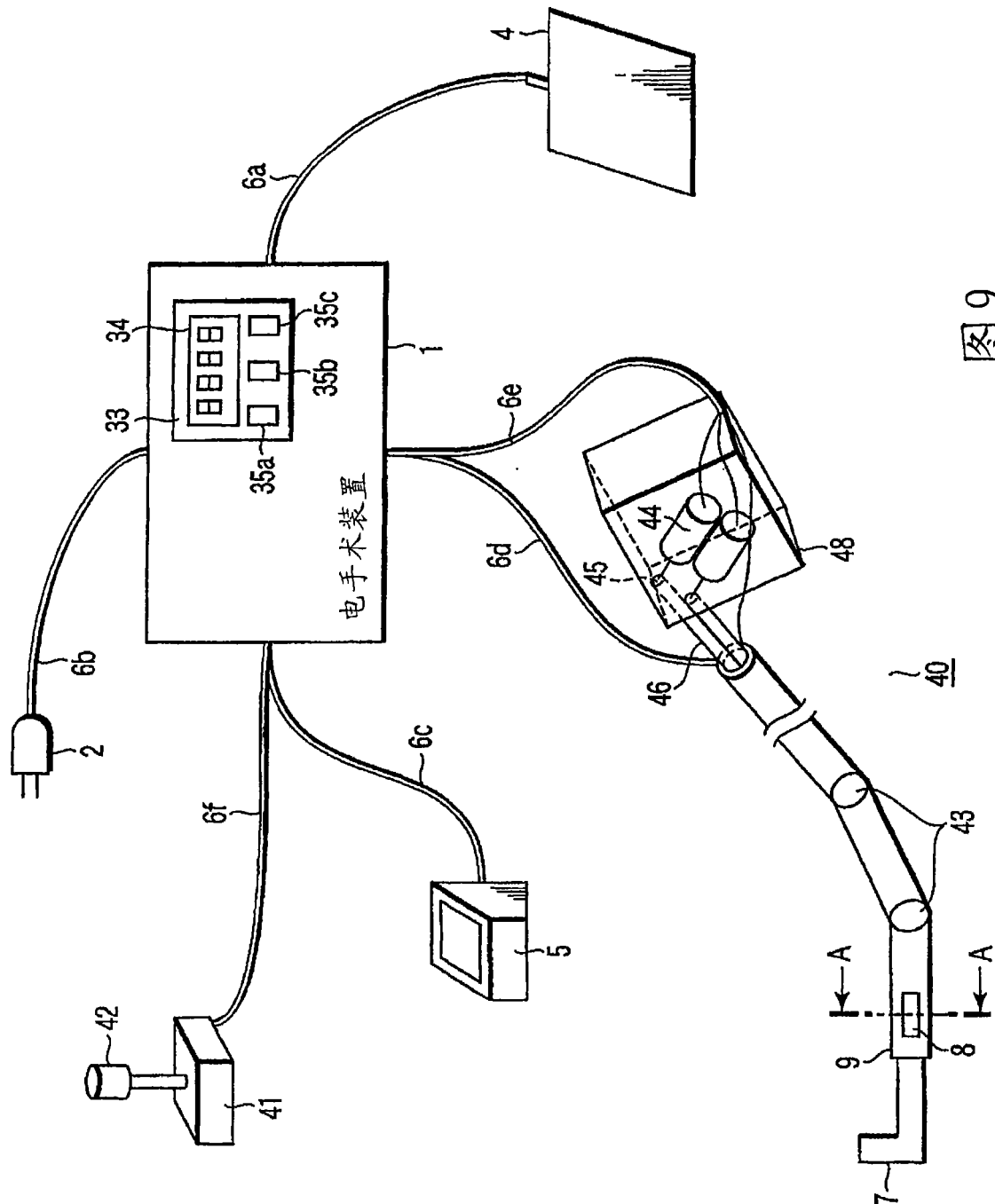


图9

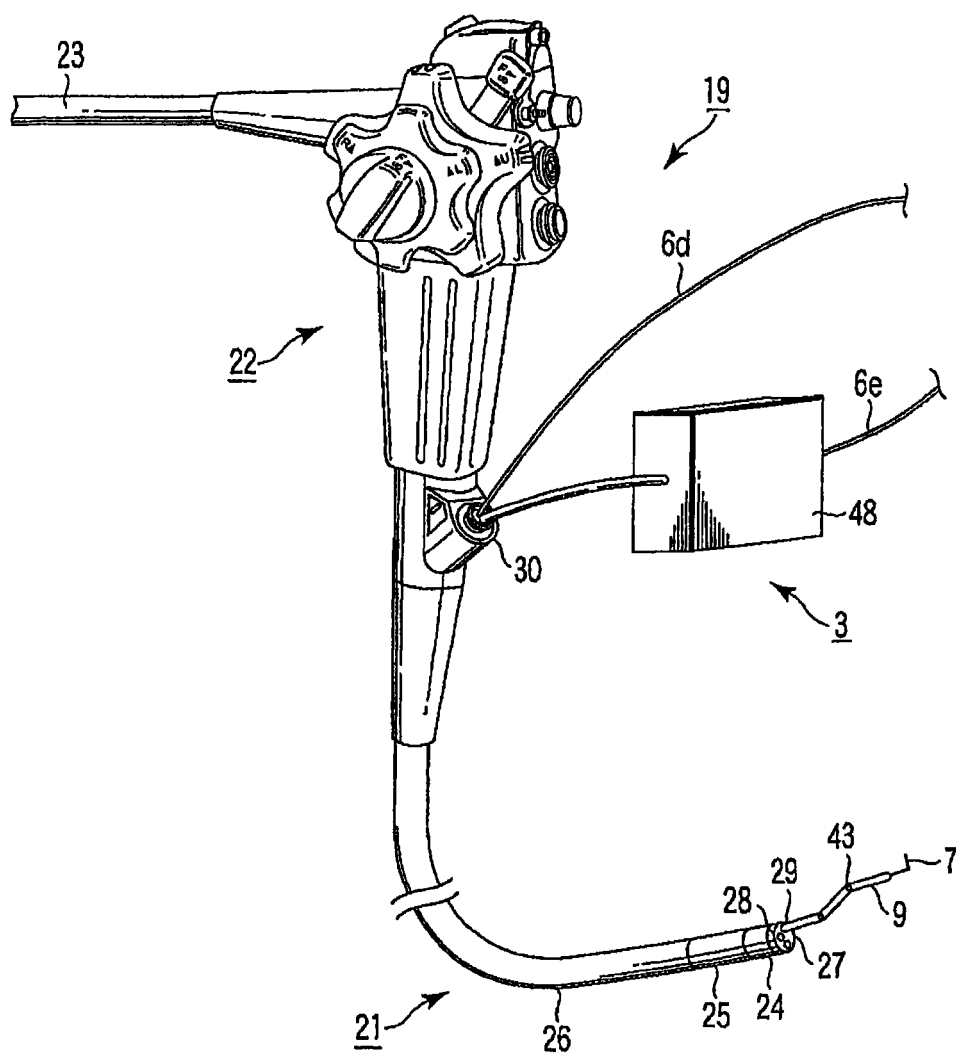


图 10

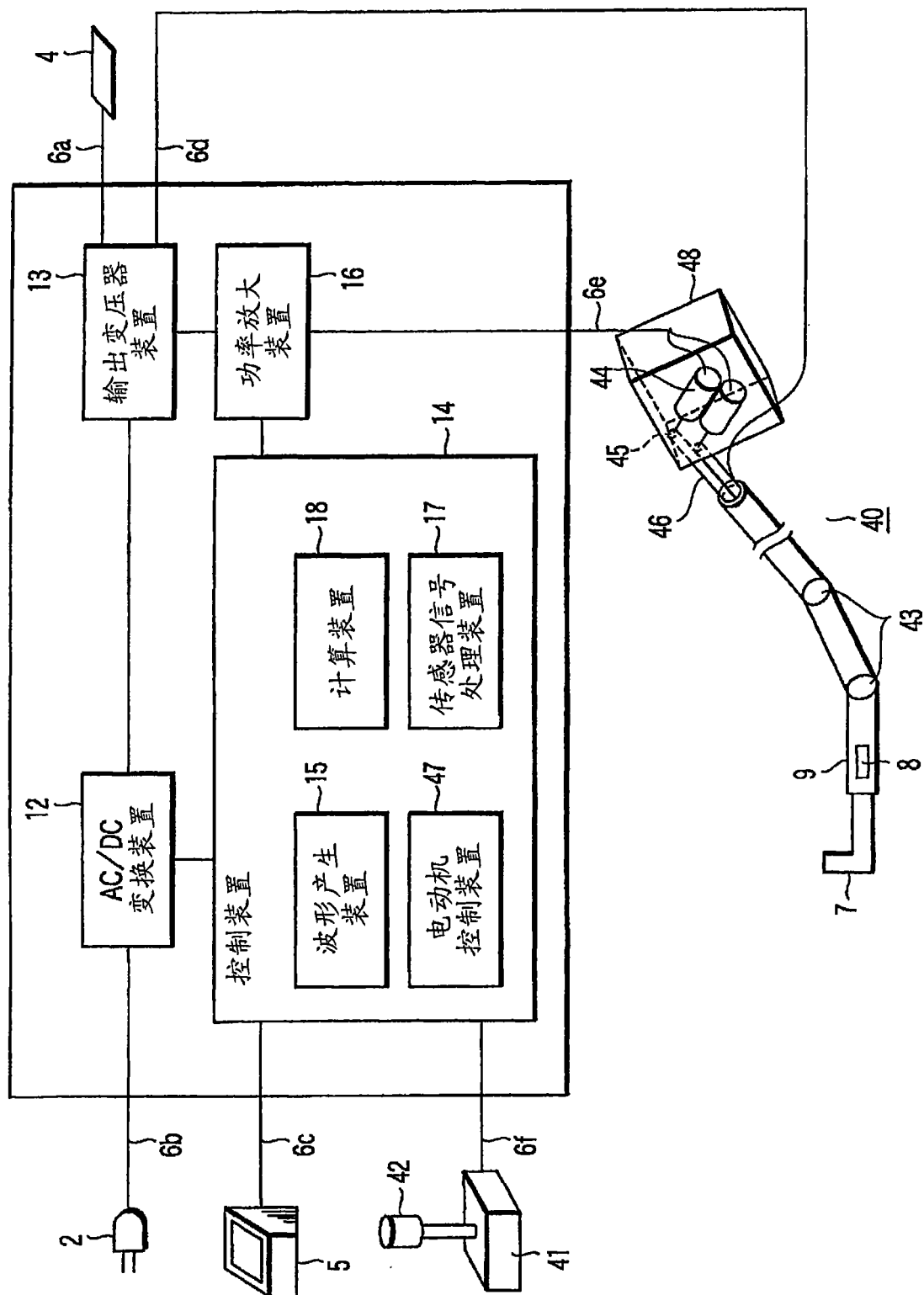


图11

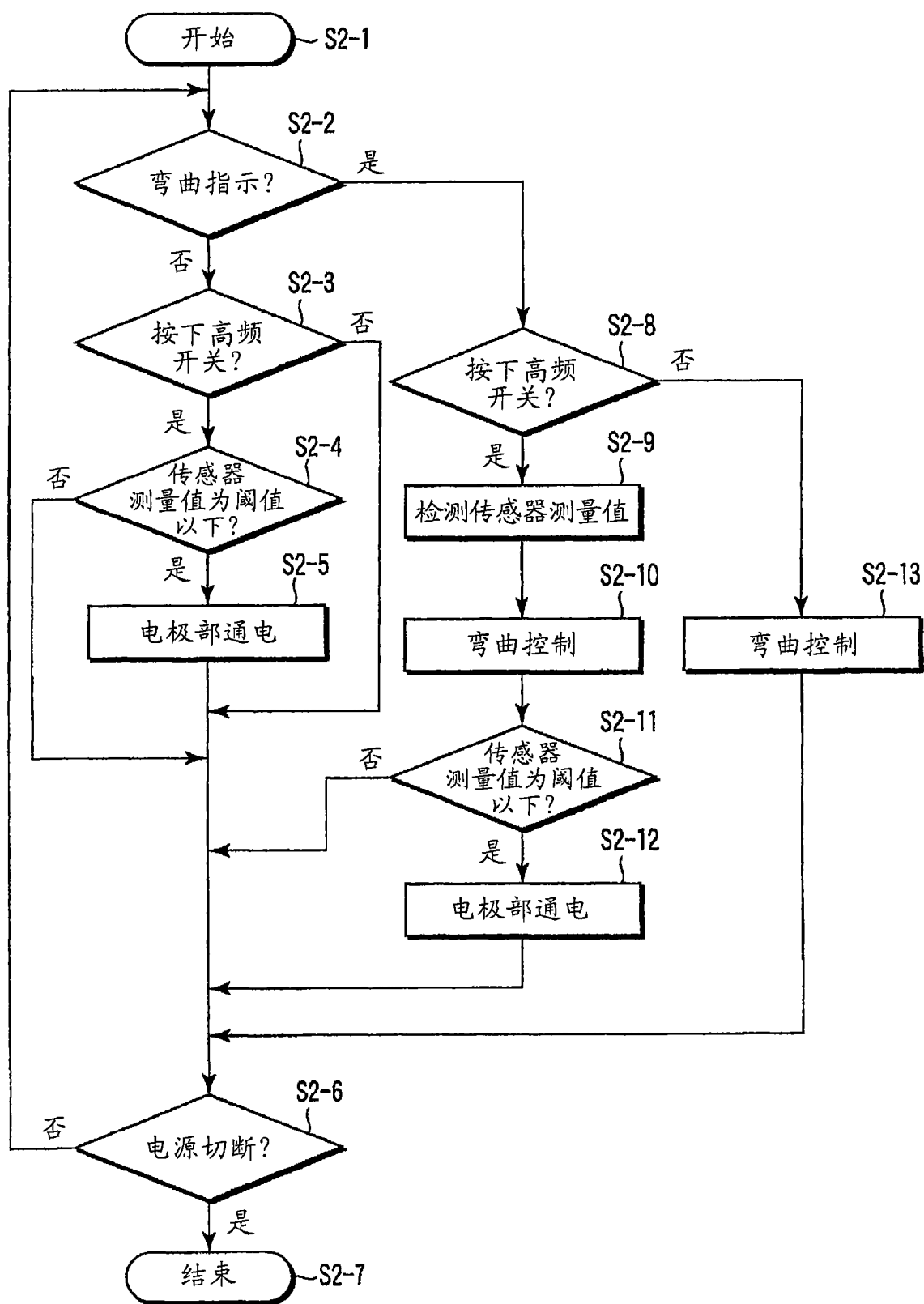


图12

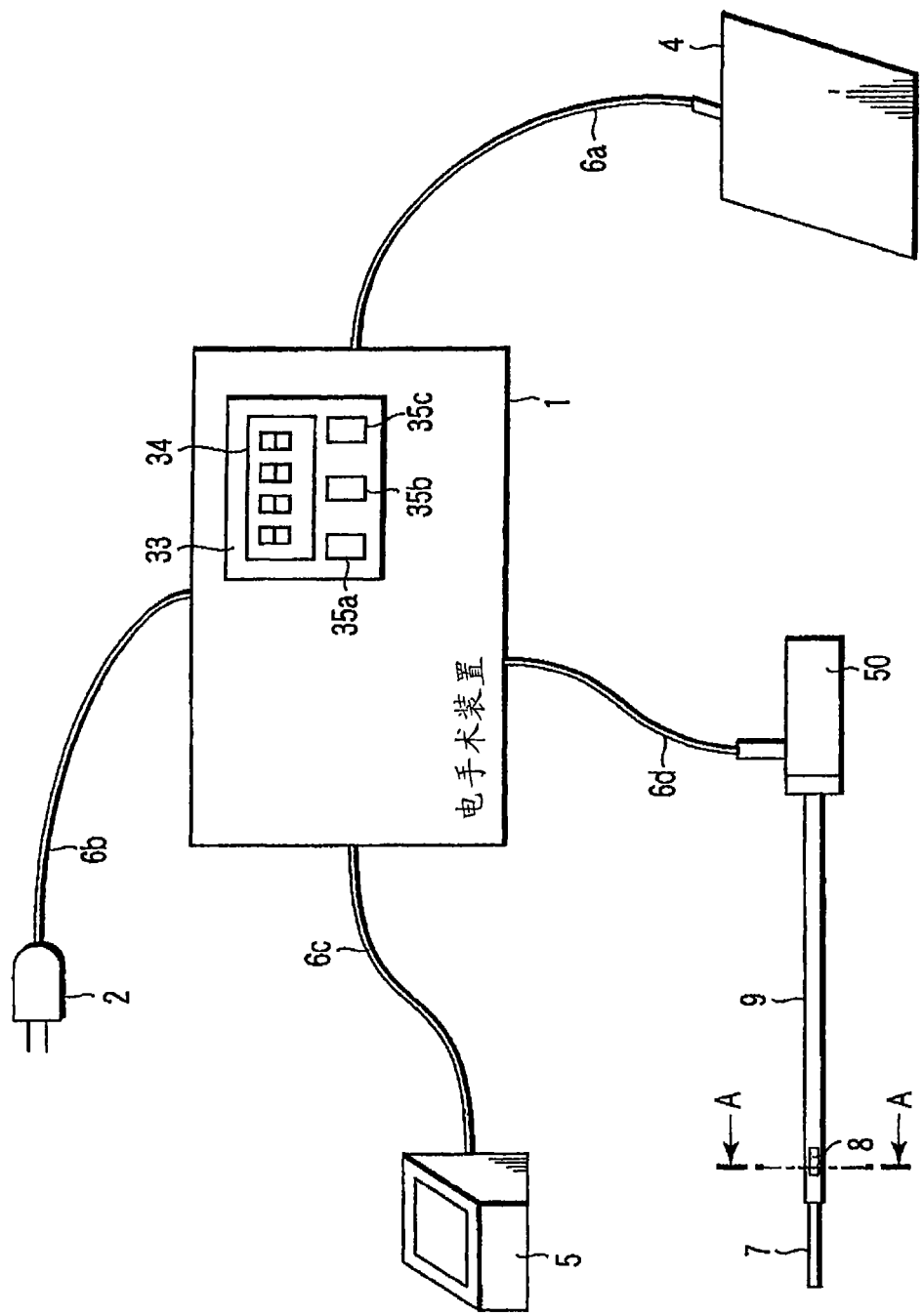


图13

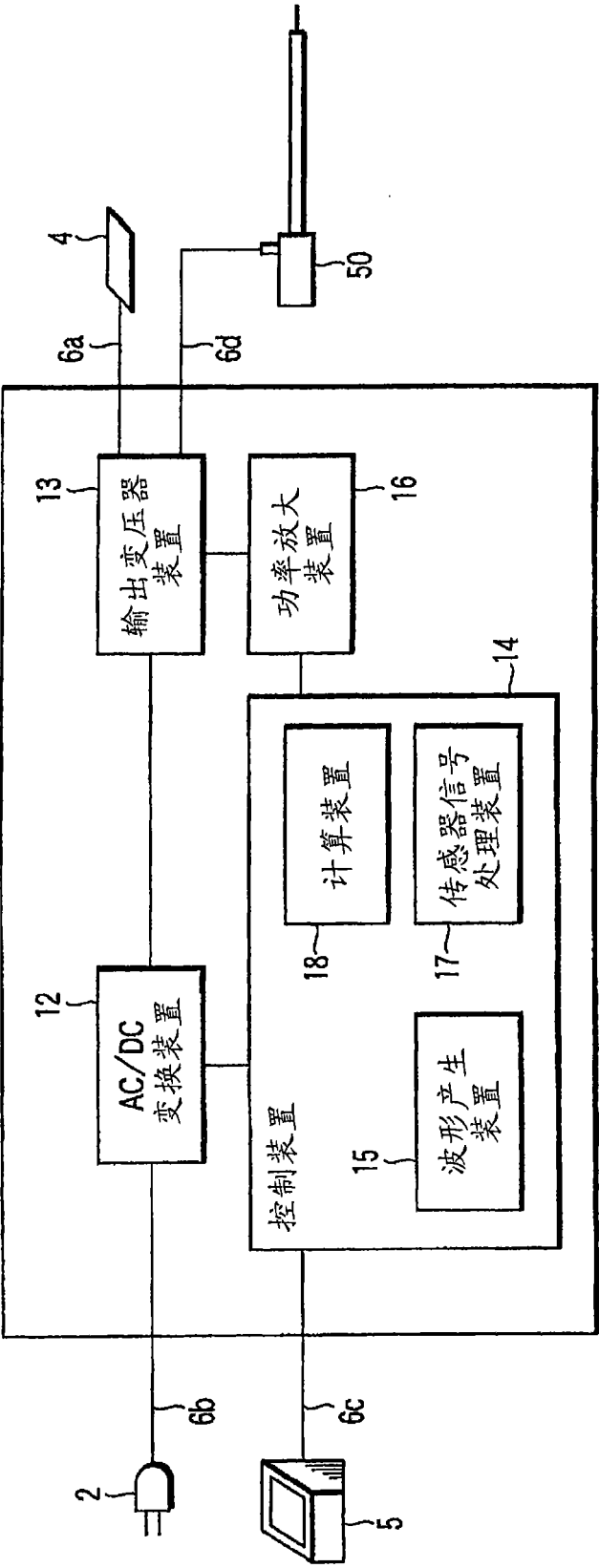


图14

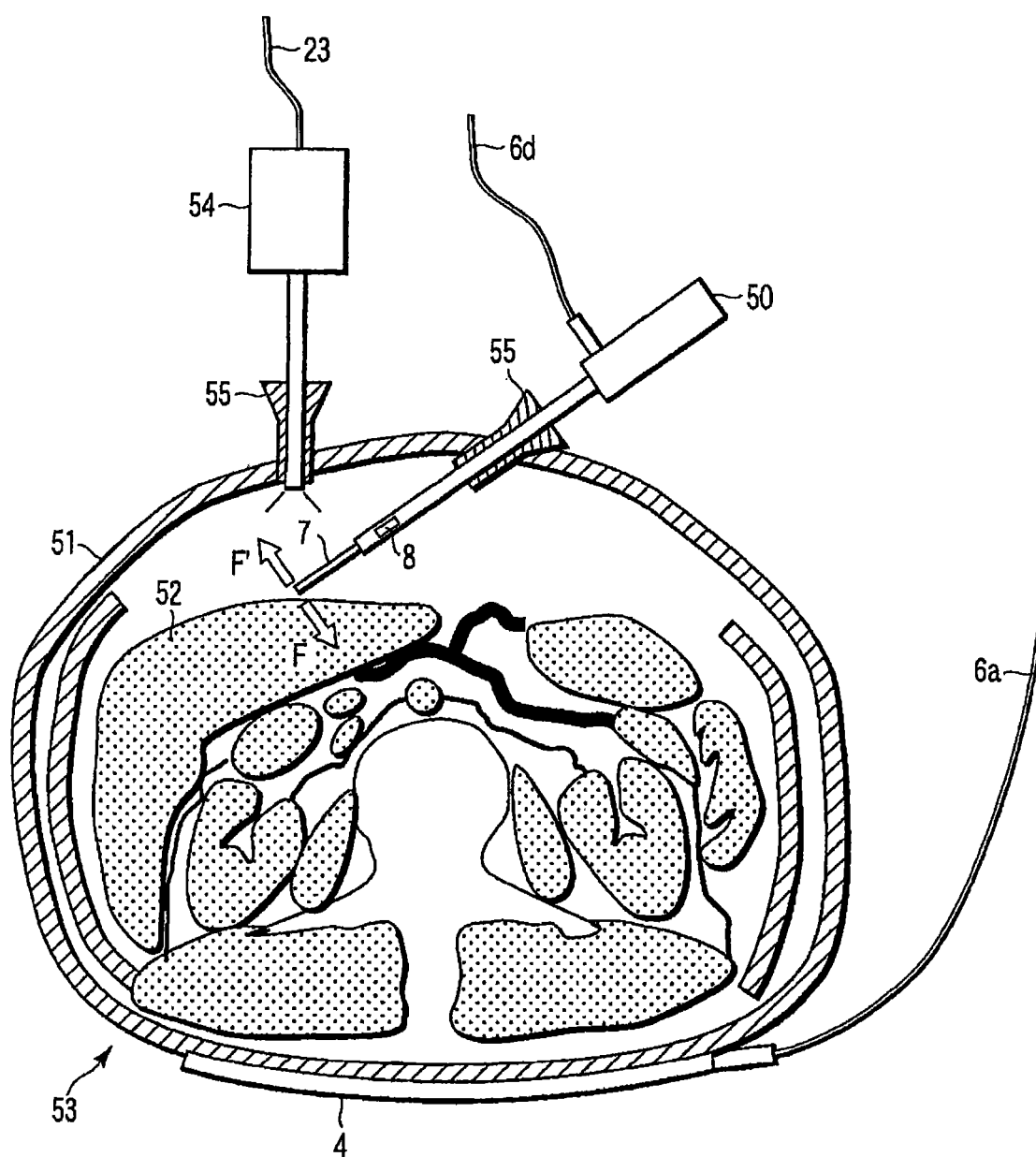


图15

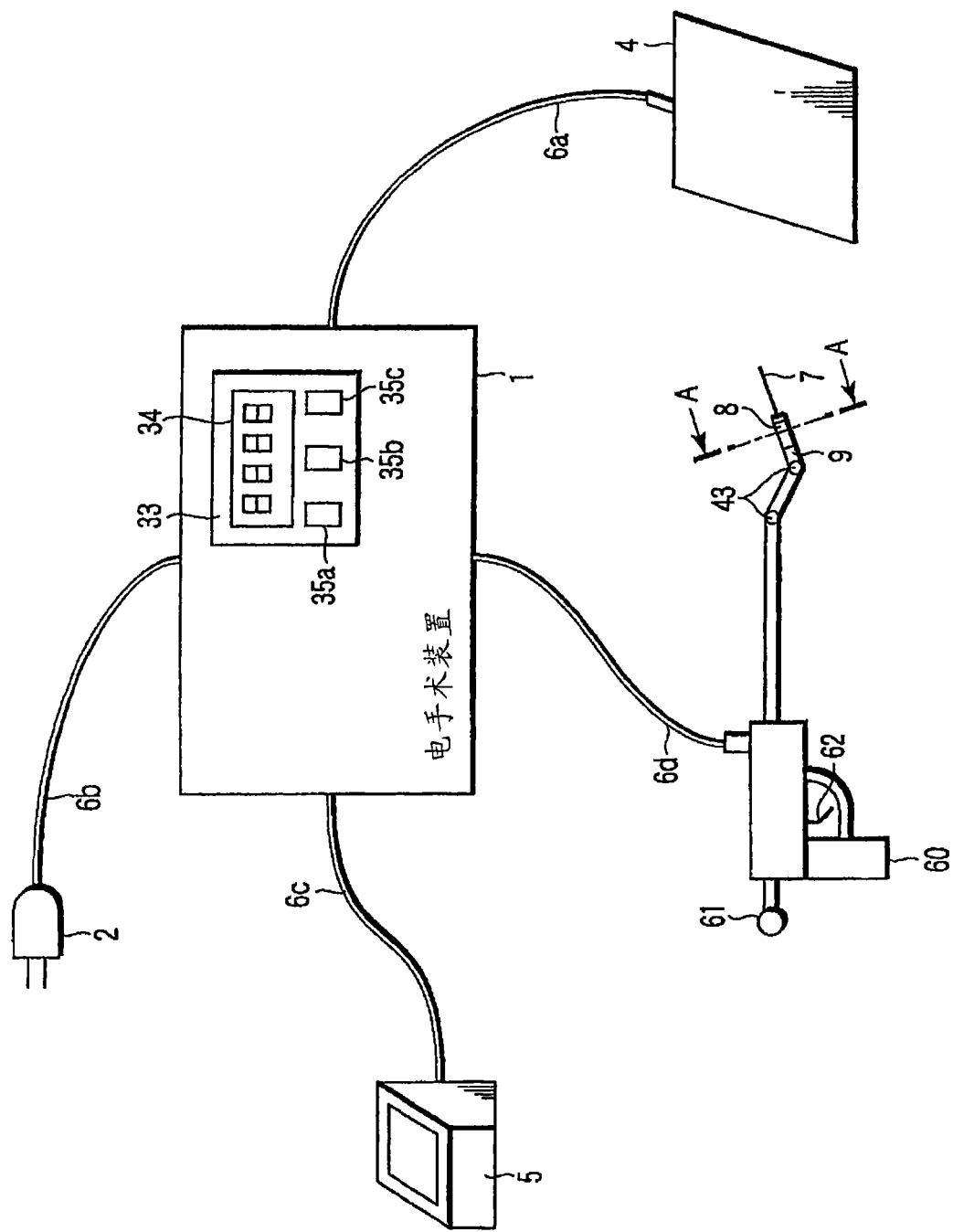


图16

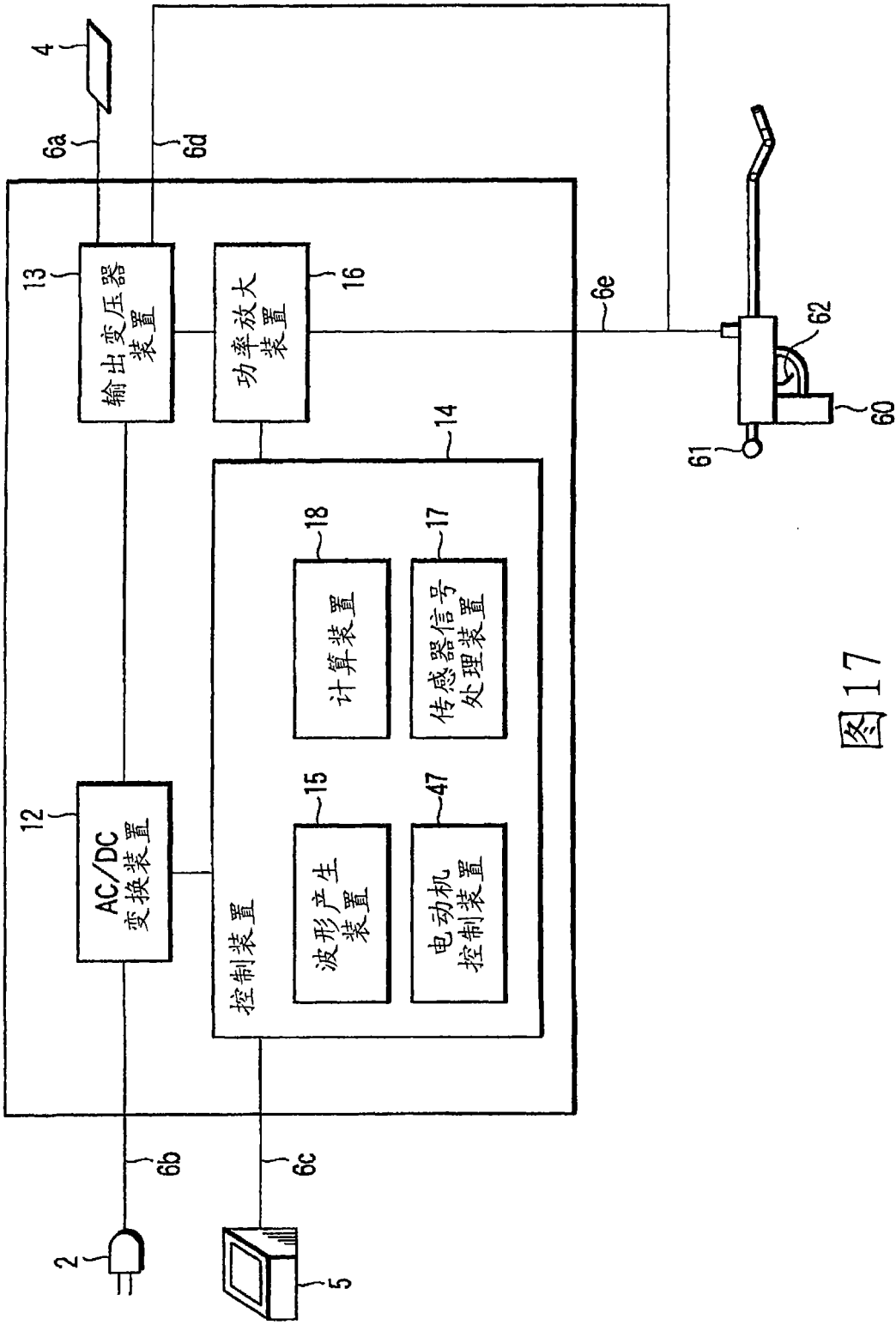


图17

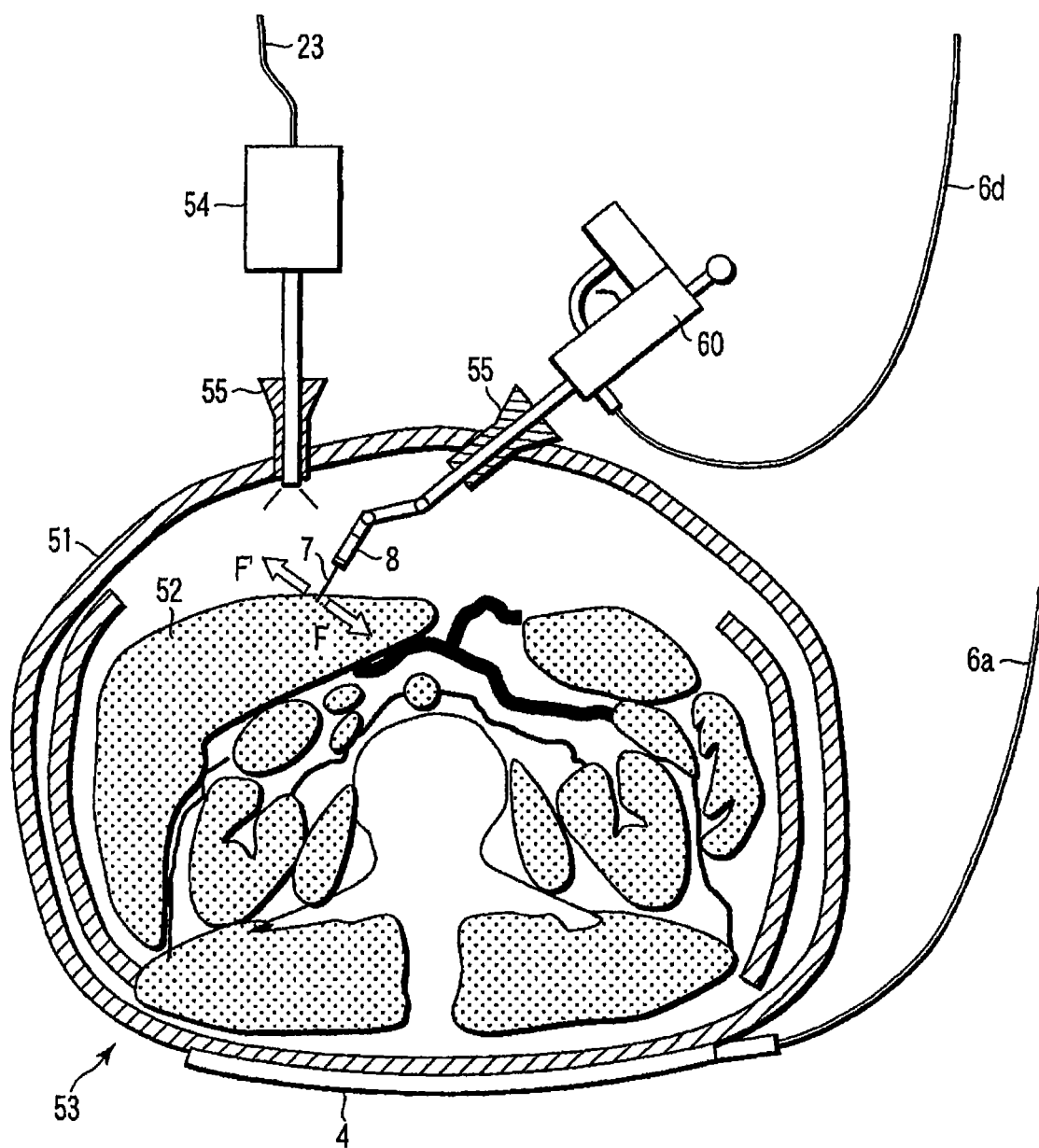


图18

专利名称(译)	能量手术装置		
公开(公告)号	CN101511293A	公开(公告)日	2009-08-19
申请号	CN200780033542.7	申请日	2007-09-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	中本孝治 中村俊夫 高桥和彦 吉江方史		
发明人	中本孝治 中村俊夫 高桥和彦 吉江方史		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/00		
CPC分类号	A61B18/1233 A61B2018/00642 A61B18/148 A61B18/1402 A61B2018/00595 A61B2018/1412 A61B18/1492 A61B34/30 A61B2018/00982 A61B2090/064 A61B2090/065		
优先权	2006245974 2006-09-11 JP		
其他公开文献	CN101511293B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种能量手术装置，该能量手术装置具有：对被检体进行处理的处理部(101)；能量供给部(103)，其向处理部(101)提供能量；状态变化检测部(102)，其检测处理部(101)的状态变化；能量指示输入部(105)，其输入能量供给的指示；以及调整部(104)，其根据能量指示输入部(105)的能量供给指示的输入和状态变化检测部(102)的检测结果来调整能量供给部(103)的能量供给。

