



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104780857 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 15

(21) 申请号 201380059277. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 11. 14

A61B 17/94(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/313(2006. 01)

61/726, 894 2012. 11. 15 US

A61B 19/00(2006. 01)

61/726, 879 2012. 11. 15 US

B25J 13/08(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 05. 13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/070102 2013. 11. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/078538 EN 2014. 05. 22

(71) 申请人 直观外科手术操作公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 D·布理查 P·M·赫茨林格

D·D·斯科特 K·泽特罗

(74) 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司

11245

代理人 赵蓉民

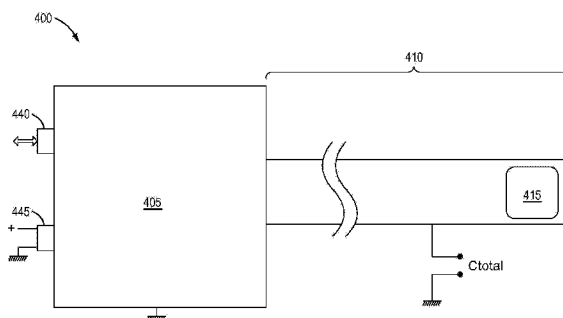
权利要求书2页 说明书16页 附图7页

(54) 发明名称

带有低电容和 / 或电磁屏蔽的内窥镜系统及相关方法

(57) 摘要

内窥镜系统能够包括具有近端和远端的内窥镜轴和包括至少一个传感器的电有源传感器系统,所述至少一个传感器安装在所述远端附近并被设置为感测所述远端位于其中的环境的至少一个特征。传感器系统相对于接地的电容维持电流泄漏在一水平,所述水平满足心脏浮动评级的要求。



1. 一种内窥镜系统,所述系统包含:

具有近端和远端的内窥镜轴;以及

电有源传感器系统,其包含传感器,所述传感器被安装在所述远端附近并被设置为感测所述远端位于其中的环境的至少一个特征,

其中所述传感器系统相对于接地的电容维持电流泄漏至一水平,所述水平满足心脏浮动评级的要求。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其中所述传感器系统还包含:

数据信号传输线路,其连接至所述传感器以在所述传感器和信号处理器之间传输数据信号;

电力传输线路,其连接至所述传感器以将电力从电源传输至所述传感器;和

浮动接地元件,其被布置为给所述传感器系统提供电力基准。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,还包含:

电力调节器,其被耦接至所述电力传输线路和所述浮动接地元件以向所述传感器系统提供电力,

其中所述电力调节器被配置为将从接地基准电源接收到的接地基准电力转变为浮动接地元件基准电力并通过所述电力传输线路输出所述浮动接地元件基准电力。

4. 一种内窥镜系统,所述系统包含:

具有近端和远端的内窥镜轴;

传感器系统,其包含:

被安装在所述轴的所述远端附近的电有源传感器,所述电有源传感器被设置为感测所述远端位于其中的环境的至少一个特征;

数据信号传输线路,其耦接至所述传感器以在所述传感器和信号处理器之间传输数据信号;以及

电力传输线路,其耦接至所述传感器以传输电力至所述传感器;

以及

浮动接地元件,其被布置为给所述传感器系统提供电力基准,

其中在所述数据信号传输线路和所述电力传输线路中的至少一者中由所述内窥镜系统外部的电磁干扰感生的电压基本类似于由所述浮动接地元件上的所述电磁干扰感生的所述电压。

5. 根据权利要求 4 所述的内窥镜系统,其中所述电磁屏蔽被配置为给所述传感器系统、所述数据信号传输线路和所述电力线路提供电磁干扰保护。

6. 根据权利要求 4 所述的内窥镜系统,其中所述传感器系统相对于接地的所述电容维持电流泄漏至一水平,所述水平满足心脏浮动评级的要求。

7. 根据权利要求 2 或 4 所述的内窥镜系统,还包含电绝缘材料,其将所述浮动接地元件与所述数据信号传输线路和电力传输线路中的每个分离。

8. 根据权利要求 2 或 4 所述的内窥镜系统,其中:

所述浮动接地元件包含围绕数据信号传输线路和所述至少一个电力传输线路的导电材料。

9. 根据权利要求 2 或 4 所述的内窥镜系统,其中所述数据信号传输线路被配置为经由

差分数字模式传输数据信号。

10. 根据权利要求 2 或 4 所述的内窥镜系统, 还包含:

连接至所述数据信号传输线路和光接口的光收发器,

其中所述光收发器接收来自所述数据信号传输线路的输入电信号并通过所述光接口输出相应的输出光信号, 以及

其中所述光收发器通过所述光接口接收输入光信号并通过所述数据信号传输线路输出相应的输出电信号。

11. 根据权利要求 10 所述的内窥镜系统, 还包含:

耦接至所述浮动接地元件并基本封装所述光收发器的法拉第罩。

12. 根据权利要求 10 所述的内窥镜系统, 还包含:

电力调节器, 其连接至所述电力传输线路和所述浮动接地元件以从接地基准电源向所述传感器系统提供电力, 其中所述光收发器和所述电力调节器是基准的浮动接地元件。

13. 根据权利要求 10 所述的内窥镜系统, 还包含:

数据接口;

第二光收发器, 其耦接至所述光收发器以与所述光收发器交换光信号, 并被耦接至所述数据接口以通过所述数据接口交换电信号; 以及

接地基准电源接口, 其接收来自所述接地基准电源的接地基准电力。

14. 根据权利要求 2 或 4 所述的内窥镜系统, 其中所述浮动接地元件包含围绕所述数据信号传输线路和所述电力传输线路的导电材料。

15. 根据权利要求 1 或 4 所述的内窥镜系统, 其中在所述接地基准电源在 60 赫兹的交流电下提供标称 230 伏特的情况下, 所述传感器系统相对于接地的所述电容小于大约 500pF。

16. 根据权利要求 1 或 4 所述的内窥镜系统, 其中所述至少一个传感器包含电子图像传感器。

17. 一种用于使用内窥镜系统感测远程部位处的信息的方法, 所述方法包含:

在远程部位处, 经由放置在内窥镜轴的远端附近的传感器感测所述远程部位的特征;

在所述感测期间, 经由电力传输线路从接地基准电源传输电力至所述传感器;

在所述感测期间, 经由数据信号传输线路从所述内窥镜轴的近端处的处理电路传输数据信号至所述传感器;

响应于所述远程部位附近的电磁干扰, 充分均衡在所述数据信号传输线路和所述电力传输中感生的电压电平变化; 以及

维持来自所述内窥镜系统的一个或更多个应用部分的电流泄漏处于一水平, 所述水平满足心脏浮动评级的要求。

带有低电容和 / 或电磁屏蔽的内窥镜系统及相关方法

[0001] 本申请要求美国临时专利申请 No. 61/726879 和 No. 61/726894 的优先权, 这两项申请均为 2012 年 11 月 15 日提交, 其全部公开内容以引用的方式并入本文中。

技术领域

[0002] 本公开大体涉及内窥镜系统。更具体地, 本公开涉及包括设置在系统的应用部分处的电有源部件的内窥镜系统。

背景技术

[0003] 微创外科手术技术通常试图执行外科手术过程同时最小化对健康组织的损害。能够包括机器人控制 (遥控) 或手动控制仪器的远程控制仪器能够被用于远程执行各种微创过程。在机器人控制 (遥控) 外科手术系统中, 外科医生操纵在外科医生控制台处的各种输入装置 (这里有时称为主输入) 以控制病人身体中的远程部位的一个或更多个相应的远程控制仪器。外科医生控制台处的输入与病人侧推车通信, 病人侧推车与一个或更多个遥控外科手术仪器接合, 其中进行外科手术仪器的遥控 / 遥控机器人的操纵以对病人执行外科手术和 / 或其他过程。

[0004] 微创外科手术仪器可以被用在各种操作中并具有各种配置。许多这种仪器包括安装在长轴的远端处的外科手术末端执行器, 其被配置为通过开口 (例如, 体壁切口或自然孔口) (例如, 腹腔镜地或胸腔镜地) 插入以到达病人体内的远程外科手术部位。在一些仪器中, 铰链式腕机构被安装至仪器的轴的远端以支撑末端执行器并改变末端执行器关于轴的纵向轴线的取向 (例如, 俯仰 (pitch) 和 / 或偏转 (yaw))。遥控 / 遥控机器人控制的末端执行器可以被配置以执行各种功能, 包括在开口或手动微创外科手术过程中通常执行的各种外科手术过程的任一种。

[0005] 远程控制、微创外科手术仪器的使用, 不管是遥控还是手动控制, 通常由内窥镜图像捕捉系统辅助以从外科手术部位捕捉实时图像并提供捕捉的图像至例如外科医生控制台或用于使用者访问的其他地方。在遥控外科手术系统中, 这种内窥镜系统也能够被安装在病人侧推车处。除其他元件外, 这种系统能够包括 (柔性或刚性) 轴; 在内窥镜系统的近端处的图像捕捉装置 (诸如, 例如相机); 光导体 (诸如一个或更多个光纤或棒形透镜), 其在轴一旦处于外科手术部位附近的位置时, 能够提供外科手术部位的图像至近端处的图像捕捉装置以及用于照亮外科手术部位的光源。

[0006] 在微创外科手术仪器和 / 或工具正常操作期间可以接触病人且是电有源 (例如, 需要电力来操作) 的微创外科手术仪器和 / 或工具的部分 (有时称为“应用部分”), 能够引起用于该部分的电流超过允许的泄漏电流, 从而流到地面或流到整个仪器、工具或系统的导电部分, 其中仪器或工具是系统的一部分。因此, 这些部分可以需要与 (例如) 关联的外科手术系统的一个或更多个接地元件隔离, 以便降低病人触电的风险。具体地, 根据应用部分的特性和应用部分可能发生的与病人的接触类型, 应用部分可以落入若干分类评级之一, 例如, 如由国际电工委员会 (IEC) 在安全标准 IEC60601-1 中设定的。例如, 可以与病人

的心脏直接接触的应用部分可能需要至少满足 IEC60601-1 心脏浮动 (CF) 评级,而可以与病人但不与病人的心脏直接接触的应用部分可能需要至少满足 IEC60601-1 身体漂浮 (BF) 评级,该评级不如 CF 评级严格。考虑到例如内窥镜图像捕捉系统中使用的各种电有源部件,这种内窥镜系统可能需要它们的应用部件与例如外部 / 接地电源隔离。

[0007] 此外,内窥镜系统的应用部分可以与例如在病人侧推车处、在外科医生控制台和 / 或在电子 / 辅助控制推车处的电路交换输出和 / 或控制信号。然而,在一些情况中,在存在电磁干扰 (EMI) 的情况下在病人中的远程部位处使用内窥镜系统可以是期望的。例如,电烙术操作需要施加通过接近远程部位处的其他仪器的导电元件的相对高的电流,在电烙术操作中,外科手术部位处的组织经受通过电流流过电烙术仪器而产生的烧灼能量的施加。

[0008] 存在提供使用电有源传感器系统以捕捉并提供来自远程外科手术部位的信息的内窥镜系统的需要,其中电有源传感器系统在其应用部分中充分电隔离。例如,提供满足关于防止电击 (electrical shock) 的期望标准评级 (诸如,例如 IEC CF 评级) 的要求的内窥镜系统可以是期望的。

[0009] 还存在提供使用电有源传感器系统以捕捉并提供来自远程外科手术部位的信息的内窥镜系统的需要,电有源传感器系统被充分屏蔽,以便导致来自 EMI 在远程部位处发生的可接受低水平的噪声干扰。

[0010] 还可以期望提供能够实现充分低的电容和电流泄漏二者 (例如,实现 IEC CF 评级) 的内窥镜系统,并且该内窥镜系统被充分屏蔽以导致可接受低水平的 EMI 噪声干扰,例如,来自远程部位的烧灼过程和 / 或其他相对高的 EMI 产生。

发明内容

[0011] 本公开解决了一个或更多个上述问题和 / 或演示了一个或更多个上述期望特征。通过以下的说明,其他特征和 / 或优点可以变得明显。

[0012] 根据至少一个示例性实施例,本公开考虑一种内窥镜系统,该内窥镜系统能够包括具有近端和远端的内窥镜轴以及包括至少一个传感器的电有源传感器系统,该至少一个传感器安装在远端附近并被设置为感测所述远端位于其中的环境的至少一个特征。传感器系统相对于接地的电容维持电流泄漏在一水平,该水平满足心脏浮动评级。

[0013] 根据至少一个示例性实施例,本公开考虑一种内窥镜系统,该内窥镜系统包括具有近端和远端的内窥镜轴和传感器系统。传感器系统能够包括安装在轴的远端附近的电有源传感器,该电有源传感器被设置为感测所述远端位于其中的环境的至少一个特征。传感器系统能够进一步包括耦接至传感器以在传感器和信号处理器之间传递数据信号的数据信号传输线路,以及耦接至传感器以传输电力至传感器的电力传输线路。内窥镜系统能够进一步包括被布置为给传感器系统提供电力基准的浮动接地元件。在数据信号传输线路和电力线路的至少一者中由内窥镜系统外部的电磁干扰感生的电压基本类似于由浮动接地元件上的电磁干扰感生的电压。

[0014] 根据又一个示例性实施例,本公开考虑一种用于使用内窥镜系统感测远程部位的信息的方法。该方法能够包括,在远程部位,经由放置在内窥镜轴的远端附近的传感器感测远程部位的特征。在感测期间,经由电力传输线路从接地基准电源传输电力至传感器,并且

数据信号能够经由数据信号传输线路从内窥镜轴的近端处的处理电路传输数据信号至所述传感器。响应于远程部位附近的电磁干扰,该方法能够进一步包括充分均衡在数据信号传输线路和电力传输中感生的电压电平变化。该方法能够进一步包括维持来自内窥镜系统的一个或更多个应用部分的电流泄漏处于一水平,该水平满足心脏浮动评级的要求

[0015] 以下的描述中将部分地阐述附加目标和优点,且部分附加目标和优点根据描述将是明显的,或通过实践本公开和/或权利要求可以被获悉。这些目标和优点的至少一些可以通过随附的权利要求中具体指出的元件和组合被实现和获得。

[0016] 应当理解,前面的概述和以下的具体实施方式仅是示例性的和解释性的,并不限制本发明,如所公开的或要求保护的。权利要求(包括等同物)应当就其全部宽度被要求授权。

附图说明

[0017] 单独从以下具体实施方式或结合随附的附图能够理解本公开。包含附图是提供对本公开的进一步理解,并且并入说明书且构成本说明书的一部分。被并入且构成本说明书的一部分的附图说明了本公开的一个或更多个实施例,并且与说明书一起用来解释某些原理和操作。在附图中:

[0018] 图1是其中本公开可以被应用的微创遥控外科手术系统的示例性实施例的图解视图;

[0019] 图2是根据本公开的至少一个示例性实施例的微创遥控外科手术系统的病人侧操纵器臂的一部分的图解透视图;

[0020] 图3是根据本公开的内窥镜图像捕捉仪器的示例性实施例的图解视图,该内窥镜图像捕捉仪器与内窥镜成像系统一起使用;

[0021] 图4图示说明根据本公开的各种示例性实施例的内窥镜系统;

[0022] 图5图示说明根据本公开的各种示例性实施例的内窥镜系统;

[0023] 图6图示说明根据本公开的各种示例性实施例的另一个内窥镜系统;以及

[0024] 图7图示说明根据本公开的各种示例性实施例的又一个内窥镜系统。

具体实施方式

[0025] 本描述和随附的附图图示说明了示例性实施例而不应该被作为限制,其中权利要求(包括等同物)限定了本公开的范围。在不脱离本描述和权利要求(包括等价物)的范围的情况下,可以作出各种机械、组成、结构、电气和操作变化。在某些情况下,未详细示出或描述所熟知的结构和技术,以避免模糊本发明。两个或更多个附图中的相同编号代表相同或相似的元件。此外,参考一个实施例详细描述的元素和其相关联的方面,每当可行时,可以包括在其他实施例中,在其他实施例中未特别示出或描述它们。例如,如果元件参考一个实施例被详细描述但未参考第二个实施例被描述,然而该元件可以被要求包括在第二个实施例中。此外,这里的描述只是为了说明的目的,并不一定反映系统或电外科手术仪器的实际形状、大小或尺寸。

[0026] 另外,说明书的术语并不意在限制本发明。例如,空间关系术语——诸如“下面”、“之下”、“较低”、“之上”、“上面”、“近侧”、“远侧”等可以用于描述一个元件或特征与另一个

元件或特征的关系（如附图中所图示说明的）。这些空间关系术语意在包含，除了附图中示出的位置和取向外，使用中或操作中装置的不同的位置（即，地点）和取向（即，旋转布置）。例如，如果附图中的装置被翻转，被描述为其他元件或特征“之下”或“下面”的元件然后将在其他元件或特征“之上”或“上面”。因而，示例性术语“之下”能够包含之上和之下的位置和取向二者。装置可以以其他方式取向（旋转 90° 或处于其他取向），以及本文使用的空间相对描述语可以被相应地解释。同样，沿着且环绕各种轴线的运动描述包括各种专用装置位置和取向。此外，单数形式“一个”和“所述”还意在包括复数形式，除非上下文另外说明。以及，术语“包含”、“包括”等说明所描述的特征、步骤、操作、元件和 / 或部件的存在，但不排除一个或多个其他特征、步骤、操作、元件、部件和 / 或组的存在或添加。部件被描述为耦接可以是电力地或机械地直接耦接，或其可以经由一个或多个中间部件被间接地耦接。除非本说明书的上下文另外指出，数学和几何术语不必意在根据其严格定义被使用，因为本领域的普通技术人员将理解例如以基本类似的方式运行的基本类似的元件能够容易落入描述性术语的范围内，即使该术语也具有严格的定义。

[0027] 尽管以下示例性实施例和说明主要集中在内窥镜系统上，所述内窥镜系统包括远侧设置的用于捕捉远程外科手术部位的图像的内窥镜图像传感器，但是本公开的原理能够应用在其他内窥镜系统中，诸如，例如所述其他的内窥镜系统在应用的部分（例如，在内窥镜轴的远侧部分）处利用一个或多个电有源部件。例如，除具有图像传感器系统以外，根据本公开的内窥镜系统能够包括任何各种电有源传感器系统，用于提供一个或多个远程部位的特征。这种内窥镜传感器系统的示例能够包括但不限于超声内窥镜探针系统、压力变换器系统（例如，用于测量动脉血压）、电磁传感器系统（例如，用于定位和 / 或操纵）、温度传感器系统等等。此外，本领域技术人员将理解本教导能够被应用在其中期望利用远程可导航仪器的非外科手术应用中，该远程可导航仪器利用一个或多个电有源部件（例如，传感器）以捕捉和提供远程部位处的信息，并且可以得益于本文描述的隔离和 / 或 EMI 噪声干扰屏蔽配置，诸如工业感测应用和 / 或位置感测和跟踪应用。

[0028] 如本文所使用的，“传感器系统”和其变体不仅包括传感器机构本身（例如，温度探针、图像捕捉装置、变换器等）还包括电路系统、接线和其他辅助结构（包括电有源和电无源部件），它们使传感器能够感测、转换和传递来自外科手术部位的数据和电力或感测、转换和传递数据和电力到外科手术部位，以便由装置的操作者使用和 / 或由外科手术部位远程存储的数据和电力，如本领域技术人员所熟悉的。

[0029] 一些传统的遥控外科手术系统包括电无源内窥镜系统，其中没有电有源元件存在于内窥镜系统的内窥镜轴的远端。在这些系统中，光通过内窥镜轴被转移通过无源元件（诸如，例如一个或多个光纤或棒形透镜），并且电有源图像传感器 / 相机捕捉来自内窥镜系统的近端处的无源元件的光 / 图像。使用这种缺少电有源应用部分，应用部分和病人组织之间的足够低的电容和泄漏电流能够经由相对简单的机械绝缘屏障被实现。

[0030] 其他内窥镜系统可以依赖于在内窥镜系统的内窥镜轴的远端处的应用部分，其包括电有源元件。电有源元件和其系统部件的使用可以需要应用部分包括某种水平的接地电隔离（例如，应用部分至接地的低电容），以实现例如至少 BF 评级。尽管电有源元件可以被完全地或部分地暴露于病人组织，但是在示例性实施例中，电有源元件相对于应用部分被配置和被设置以便其接地电隔离是应用部分的接地电隔离。然而，如果在存在产生 EMI

的外科手术仪器（诸如，例如电烙术外科手术仪器）时使用电有源元件和相关联的沿着内窥镜轴（例如，传感器系统）的信号传输线路 / 电力传输线路，则它们可能受 EMI 的影响。EMI 水平可以随着应用部分到接地的电容降低而恶化。这是因为通过这种 EMI 施加在关联的信号传输线路 / 电力传输线路的干扰电压可以随着应用部分到接地的电容降低而增加。换句话说，虽然关联的信号传输线路 / 电力传输线路的干扰能够通过包含电有源元件的应用部分和接地之间提供低阻抗（例如，高电容）路径能够被降低，但是这种相对高的电容可能引起应用部分和病人组织之间的相对高的泄漏电流，这因而可能阻止内窥镜系统满足实现用于防止电击（例如，BF 评级或 CF 评级）的期望等级的要求，并因而阻止用于某些外科手术过程。

[0031] 本公开的各种示例性实施例提供内窥镜系统，该内窥镜系统的应用部分处的电有源元件和病人组织之间具有相对低的电容。具体地，各种示例性实施例包括，例如内窥镜系统的近端处的电路系统和关联的机器人控制外科手术系统之间的光学通信链路，其与内窥镜系统的其他元件结合以隔离浮动电路并减小电有源元件和其关联的信号传输线路、电路系统等以及病人组织之间的电容，该浮动电路包括来自病人组织的接地基准的电有源元件。

[0032] 此外，本公开的各种示例性实施例提供内窥镜系统，该内窥镜系统屏蔽电有源元件和其他部件免遭 EMI。具体地，各种示例性实施例包括紧耦合由电有源元件和内窥镜系统的近端处的电路系统之间的信号传输线路和电力传输线路经历的感生电压、信号传输线路 / 电力传输线路和浮动电路的浮动接地之间的高电容和用于屏蔽浮动电路的连续屏蔽元件，其中浮动电路包括电有源元件和内窥镜系统的近端处的电路系统。

[0033] 另外，本公开的各种示例性实施例提供内窥镜系统，该内窥镜系统的应用部分处的电有源元件和接地之间具有相对低的电容，并屏蔽电有源元件和其他部件免遭 EMI。示例性实施例还提供了内窥镜系统，该内窥镜系统可以实现 CF 评级，并且能够防止由存在的其他外科手术仪器（可以产生相对高水平的 EMI）操作产生的噪声干扰。因而，通过实现 CF 评级，各种示例性实施例提供内窥镜系统，该内窥镜系统可以用于包括心胸腔和心脏中的过程的各种过程。

[0034] 参见图 1，其描绘了其中本公开可以被应用的微创遥控外科手术系统 100 的示例性实施例的图解视图，尽管本领域技术人员认识到本文原理也能够应用到手动微创外科手术系统中。遥控外科手术系统 100 包括病人侧推车 105、外科医生控制台 110 和电子 / 辅助控制推车 105。注意图 1 的系统部件未被以具体的定位示出并能够根据期望被布置，其中病人侧推车 105 相对于病人放置，以便影响病人的手术。如本文所预期的，共享操作的一般主 - 从机器人控制原理的遥控外科手术系统的非限制性的、示例性的实施例是由加利福尼亚州森尼维尔市的直观外科公司 (Intuitive Surgical, Inc. of Sunnyvale, California) 商业化的达文西外科手术系统（模型号 IS3000）(da Vinci® Si (model no. IS3000))，尽管本领域的普通技术人员应当理解本公开不以任何方式限制该具体系统。

[0035] 通过与各种手术仪器接合并控制各种手术仪器，外科手术系统 100 被用于执行微创远程外科手术过程。病人侧推车 105 能够包括用于保持、定位和操纵各种手术仪器和 / 或相关联的工具的病人侧操纵器臂 120。如图 1 所示，病人侧推车 105 的臂 120 被配置为与一个或更多个远程控制的外科手术仪器和 / 或内窥镜（为简单起见，图 1 以图解的方式

描绘了单个通用仪器 / 内窥镜 125) 接合并控制一个或更多个远程控制的外科手术仪器和 / 或内窥镜。

[0036] 在操作中,外科医生控制台 110 通过各种输入装置接收来自外科医生的输入,例如,各种输入装置包括但不限于一个或更多个主夹具输入机构 130 和 / 或一个或更多个脚踏板 135。通过输入装置(诸如,例如主夹具输入机构 130),外科医生控制台 110 用作主控制器,通过主控制器,安装在病人侧推车 105 处的一个或更多个仪器用作从动装置以实施(一个或更多个)外科手术仪器(例如,包括其末端执行器)的任何期望的运动,并因此执行期望的外科手术过程。其他输入命令也可以被提供在外壳医生侧控制台 110 处以控制安装在病人侧推车 105 处的仪器的各种功能。通过非限制性示例,脚踏板 135 可以被压低以发送烧灼命令,从而从安装在病人侧推车 105 处的电外科手术仪器输送电外科能量。然而,机器人外科手术系统 100 不限于在外科医生控制台 110 处接收输入,并且在能够被配置为实现病人侧推车 105 处的(一个或更多个)外科手术仪器的操纵的任何装置处可以接收输入。例如,通过外科手术控制台 110 与其他外科手术仪器支撑装置结合或完全通过另一个外科手术支撑装置,病人侧推车 105 处的外科手术仪器可以由病人侧推车 105 处的使用者(例如,外科医生)操纵,结果接收了来自使用者的输入。此外,输入装置能够具有不同于夹具机构或脚踏板的各种配置。这些配置能够包括但不限于,例如,操纵杆、运动学传感器、开关、拇指 / 手指控件等。

[0037] 外科医生控制台 110 可以进一步包括电子数据处理系统,该系统包括处理器,并可以被配置以接收和处理来自外科医生控制台 110 的输入或来自任何其他外科手术仪器支撑装置的输入,并基于这些输入控制病人侧推车 105 处的一个或更多个外科手术仪器的操纵。然而,这种电子数据处理系统的元件可以被提供在机器人外科手术系统 100 内的其他地方。

[0038] 电子 / 辅助控制推车 115 接收来自病人侧推车 105 和外科医生控制台 110 的各种控制信号,并传输各种控制信号至病人侧推车 105 和外科医生控制台 110,且能够传输光和 / 或其他处理信号(例如,至安装在病人侧推车 105 处的内窥镜系统和能够传输来自安装在病人侧推车 105 处的内窥镜系统的光和 / 或其他处理信号)。例如,例如响应于外科医生控制台 110 处提供的主命令输入,图像处理光和图像捕捉命令信号能够从电子 / 辅助控制推车 115 提供,用于经由安装在病人侧推车 105 处的内窥镜成像系统捕捉和处理图像。捕捉的图像可以被显示在外科医生控制台 110 处的显示器 140 处和 / 或显示在与电子 / 辅助控制台 115 关联的显示器 145 上。例如,控制各种外科手术仪器的功能的其他电子件(诸如电外科能量产生单元)也可以位于电子 / 辅助控制推车 115 处。本领域的普通技术人员通常熟悉远程控制机器人外科手术系统的这种电子 / 辅助控制推车。

[0039] 在各种示例性实施例中,可以使用相机控制机构以向嵌入在臂 120 处的内窥镜相机操纵器(“ECM”)和内窥镜相机发送信号,从而控制关于捕捉和处理外科手术部位的视频的各种方面,诸如相机关于外科手术部位的位置 / 取向、相机镜头的变焦、相机镜头的聚焦等。本领域的技术人员通常熟悉这种遥控 / 遥控机器人外科手术系统的使用,以提供来自外科医生控制台处的外科医生的输入以最终影响与病人侧推车接合的外科手术仪器的操作。

[0040] 图 2 图示说明了根据本公开的示例性实施例的病人侧操纵器臂 220 与说明性内窥

镜相机 205 和安装到内窥镜相机 205 的附加外科手术仪器 225 的侧视图。在示例性实施例中,病人侧操纵器臂 220 包括“设置”部分(图 2 未示出)(其通常是无源的且不受外科医生控制台控制)和有源控制“操纵器”部分 221、222。部分 222 支撑单个的操纵器/致动器组件 204、224(为简单起见,只图示说明两个操纵器组件,一个与内窥镜相机(即 ECM)关联而一个与外科手术仪器关联)。操纵器部分 222 能够包括可旋转基座,该可旋转基座使所有的操纵器组件和安装的仪器一起围绕任何限定的横滚轴线旋转。操纵器组件 204、224 分别与传动装置壳体 203、223 接合,传动装置壳体 203、223 分别与内窥镜相机仪器 205 和外科手术仪器 225 关联,以控制仪器 205、225 的运动。在示例性实施例中(图 2 未示出)仪器轴的远侧部分具有腕机构,响应于操纵器部分 204 的致动器,腕机构能够被铰接(例如,以任何俯仰和/或偏转)和滚动,该致动器通过传动装置壳体 203、223 传送各种力。安装的仪器 205、225 的远侧部分被接收通过进入导向结构 208,导向结构 208 可以通向插管 207,插管 207 在单切口部位或“端口”处被引进病人的身体。尽管图 2 未描绘仪器的远端部分,但是仪器的远端部分能够退出插管 207(或其他进入结构)的远端以进入远程外科手术部位。

[0041] 本文使用方向“近侧”和“远侧”来限定外科手术仪器/装置的元件的相对位置,其中远侧通常是沿运动学链(其能够包括外科手术仪器或内窥镜相机)更远的方向,或在用于执行外科手术过程的相关联的仪器的期望操作使用中离外科手术工作部位最近。图 2 指示了近侧和远侧方向。对于用于能够利用本公开的外科手术仪器和内窥镜仪器的安装和运动控制的示例性病人侧推车的进一步说明,可以参考 2011 年 11 月 17 日公开的美国申请公开号 US2011/0282358A1,该申请通过引用被整体并入本文。根据示例性实施例的相机操纵器部分可以包括比参考图 2 描述的元件更多或更少的元件。例如,在不脱离本公开的范围的情况下,根据本公开的相机臂可以包括更多、更少或没有图 2 中阐述的运动致动器。另外,如上面注意到的,本公开不限于内窥镜图像捕捉传感器或相机,且在不脱离本公开的范围的情况下,根据本教导的内窥镜系统可以包括在其远端处的其他电有源部件,诸如用于测量临近传感器的环境的特征的传感器。另外,本公开不限于遥控外科手术系统,并因而根据本公开的内窥镜相机可以不被附接至相机臂(如图 2 所示),但可以被手动控制。

[0042] 如上所述,在遥控外科手术系统的操作中,外科手术过程可以包括在病人的身体中做出一个或更多个切口。这些切口有时被称为“端口”,该术语也可以意味着在这种切口内使用的一件设备。在一些外科手术过程中,若干仪器和/或相机端口可以用于提供对外科手术部位的访问和成像;然而,在替代性实施例中,如参考图 2 所描述的,例如,单个端口可以用于引入各种外科手术仪器和内窥镜仪器。

[0043] 现在参考图 3,其图示说明了根据本公开与内窥镜成像系统一起使用的内窥镜图像捕捉仪器的示例性实施例。内窥镜图像捕捉仪器 305 包括内窥镜轴 307、在轴 307 的近端处的传动装置壳体 323,以及在轴 307 的远侧部分处的可铰接的腕部分 309。如本领域技术人员所熟悉的,腕部分 309 能够经由力传动装置构件(未示出)被铰接,力传动装置构件沿着轴 307 从腕部分 309 的链节向传动装置壳体 323 延伸,在传动装置壳体 323 处,它们经由致动器被致动(例如,通过修改该构件中的力)。在各种示例性实施例中,致动器能够是与病人侧推车的臂的操纵部分(例如,ECM)关联的伺服电机,响应于提供在遥控外科手术系统的外科医生控制台处的主输入命令,伺服电机是可操作的。在示出的示例性实施例中,腕

部分 309 能够被配置为榫接接合腕结构,例如,如 2011 年 6 月 23 日提交的美国申请公开号为 US2011/0152879A1 所描述的,该申请通过引用被并入本文,尽管本领域的技术人员将理解单个铰接腕部件可以被使用或内窥镜图像捕捉仪器可以完全不包括腕结构。在轴 307 的远端 311 处,图像捕捉装置(未示出)能够被安装在轴 307 内。

[0044] 在示例性实施例中,图像捕捉装置是电子图像传感器,诸如,例如 CMOS(互补金属氧化物半导体)或 CCD(电荷耦合装置)图像传感器。如以下更详细说明的,各种信号处理线路和电力传输线路(例如,电缆)340 能够从远端 311 处的图像捕捉装置并沿着轴腔延伸,以便离开内窥镜图像捕捉仪器 305 的近端。这些线路 340 能够被连接至信号处理器和电源,信号处理器和电源可以是单独的或结合的,且被图解式地示为图 3 中的结合模块 350。在各种示例性实施例中,在不脱离本公开的范围的情况下,模块 350 可以位于,例如,电子/辅助控制推车或病人侧推车(诸如图 1 分别图示说明的电子/辅助控制推车 115 或病人侧推车 105)处。图 3 的示例性实施例中的远端 311 并且因而图像捕捉装置能够通过腕部分 309 的远程控制(例如,通过遥控外科手术系统中的外科手术控制台处的输入命令或经由手动系统中的手动致动)运动被定位。

[0045] 正如上面注意到的,电子外科手术仪器/装置(诸如,例如内窥镜图像捕捉仪器)可以具有一个或更多个应用部分,一个或更多个应用部分在其正常操作期间接触病人,且如果未被适当隔离,能够引起超过允许泄漏电流的电流流至接地或通过外科手术系统的导电路径。因此,基于仪器/装置的性质以及仪器/装置可以与病人的接触类型,与仪器/装置的控制和操作关联的外科手术系统必须被设计,以便仪器/装置满足用于防止病人电击(例如,按照 IEC60601-1 安全标准的 CF 评级或 BF 评级)的某些要求。如以下详细说明的,根据本公开的示例性实施例,内窥镜图像捕捉仪器和具有放置在应用部分处的电有源部件的其他内窥镜仪器可以被配置为满足电流泄漏水平或降到电流泄漏水平以下,电流泄漏水平与仪器/装置的性质和仪器/装置与病人的接触类型关联。

[0046] 另外,如以上所描述的,在远程外科手术部位的执行过程期间,在该部位处内窥镜图像捕捉仪器能够连同其他外科手术仪器被引入,用于执行各种过程。经常,内窥镜图像捕捉仪器和外科手术仪器(一个或更多个)的远端很靠近,以便允许在执行外科手术过程时观察该部位。执行的示例性过程中的一些可以需要相应的远端(例如,末端执行器)以接收电流,例如,如在电烙术过程中。该电流流动可以产生电磁干扰(EMI),电磁干扰可以影响其他仪器/装置(包括内窥镜相机仪器)的操作。例如,电流流动可以影响各种信号传输线路和电力传输线路,所述信号传输线路和电力传输线路组成内窥镜图像捕捉仪器(诸如,例如图 3 图示说明的内窥镜图像捕捉仪器 305)的图像捕捉传感器系统的一部分。此外,如果电流流动迅速变化,例如在交流电中,电流流动也可以在各种线路中产生微分干涉(differential interference),这可以加剧恶化沿着内窥镜相机仪器的信号传送线路的(模拟和数字)信号传送。

[0047] 如以下详细解释的,根据本公开的示例性实施例因此提供了一种用于内窥镜图像捕捉系统或其他内窥镜传感器系统的屏蔽配置,该配置能够防止由近侧外科手术仪器(诸如,例如电烙术仪器)产生的 EMI 的负影响,以便降低沿着信号传输线路的信号噪声。

[0048] 此外,在各种示例性实施例中,内窥镜系统能够满足期望的电击保护评级要求,并且还防止由近侧外科手术仪器和/或周围环境中的其他源产生的 EMI 的影响。潜在 EMI 源

的示例可以包括但不限于除颤器和 / 或 MRI 成像系统。

[0049] 图 4 图示说明了根据本公开的各种示例性实施例的包括用于捕捉远程部位的信息的远侧设置的电子传感器的内窥镜系统 400。内窥镜系统 400 包括接地外壳 405 和在内窥镜轴 410 的远端处的电子传感器 415, 接地外壳 405 耦接至内窥镜轴 410。在本公开的各种示例性实施例中, 接地外壳 405 可以具体化在内窥镜系统的元件内 (诸如图 3 图示说明的模块 350 或传动装置壳体 323) 和 / 或可以集成在遥控外科手术系统 (诸如图 1 图示说明的遥控外科手术系统 100) 的一个或更多个元件内。例如, 在不脱离本公开的范围的情况下, 接地外壳 405 可以位于电子 / 辅助控制推车或病人侧推车 (诸如如图 1 分别图示说明的电子 / 辅助控制推车 115 或病人侧推车 105) 处。

[0050] 内窥镜系统 400 进一步包括用于与外部装置和 / 或系统 (诸如, 例如机器人外科手术系统 (诸如图 1 图示说明的系统 100) 的处理和控制部件) 通信的通信接口 440。内窥镜系统 400 进一步包括电源接口 445, 其用于供电至内窥镜系统 400 内的内部电路和装置 (包括电子传感器 415)。在示例性实施例中, 内窥镜系统 400 可以是内窥镜图像捕捉系统并且能够包括, 例如, 图 3 图示说明的内窥镜相机仪器 305, 其用于捕捉手术部位的图像。在这种实施例中, 电子传感器 415 可以是电子图像传感器, 诸如, 例如 CMOS 图像传感器。在示例性实施例中, 内窥镜系统 400 的一些或全部元件可以被安装在机器人外科手术系统 (诸如图 1 图示说明的机器人外科手术系统 100) 病人侧操纵器臂 (诸如图 1 和图 2 分别图示说明的臂 120、220) 上。

[0051] 在本公开的示例性实施例中, 内窥镜轴 410 的至少一部分可以通过例如进入导向结构和插管中的一个或更多个 (诸如, 例如图 2 图示说明的进入导向结构 208 和插管 207) 被插入病人的身体。在内窥镜轴 410 的远端处的电子传感器 415 可以具体化为电子图像传感器 (诸如关于图 3 描述的图像捕捉仪器) 以捕捉外科手术部位的图像。传感器 415 可以由通过电源接口 445 经由电力传输线路 (未示出) 接收的电力供电, 电力传输线路沿着轴 410 延伸至传感器 415。在操作期间, 控制信号能够通过通信接口 440 在逻辑耦接至内窥镜系统的 (例如, 在外科医生控制台 110 处、病人侧推车 105 处和 / 或电子 / 辅助控制推车 115 处的) 处理器 / 控制器和电子传感器 415 之间交换。这种交换例如能够提供外科手术部位的视频和 / 或其他捕捉的图像至外科医生控制台, 或以控制传感器装置 415 的功能 (诸如, 例如放大 / 缩小电子图像传感器) 和 / 或允许处理传感器 415 和视频处理电路系统之间的信号传输。在本公开的各种示例性实施例中, 电子图像传感器可以向处理器 / 控制器提供表示在外科手术部位处捕捉的图像的数字信号 / 数据。然而, 本公开不受此限制, 且在各种示例性实施例中, 在不脱离本公开的范围的情况下, 电子图像传感器可以提供模拟信号以表示在外科手术部位处捕捉的图像。

[0052] 本公开的各种示例性实施例被配置成使得内窥镜系统 400 的应用部分和接地之间的电容被最小化, 并且可以被足够最小化以致至少一些示例性实施例可以实现用于防止电击的期望评级 (诸如, 例如 IEC CF 评级), 该评级对应于使用标称 230 伏特交流 (AC) 电压 (其中, 标称包含 230 伏特 $\pm 10\%$)、60Hz 接地电源操作时的大约 500pF。

[0053] 另外, 当内窥镜系统 (诸如内窥镜系统 400) 接近可以产生 EMI 的一个或更多个外科手术仪器操作时, 电子传感器 415 的操作和 / 或到电子传感器 415 的通信和来自电子传感器 415 的通信可以通过产生的 EMI 而退化。例如, 从电子传感器 415 传输的视频信号可

以通过沿内窥镜轴 410 的视频信号传输线路（未示出）中产生的 EMI 感生的信号电平改变而失真，电子传感器 415 是（模拟或数字的）图像传感器。如以下详细描述，本公开的示例性实施例包括屏蔽配置，该屏蔽配置能够防止内窥镜系统 400 的操作中的外部 EMI 的负影响（例如，噪声）。

[0054] 此外，本公开的示例性实施例能够通过构造沿内窥镜（例如，相对于相应的接地基准的视频信号传输线路、控制信号传输线路和电力传输线路）的导体之间的电容以使其明显大于内窥镜系统 400 的应用部分和接地之间的电容，而进一步最小化失真，该失真由沿内窥镜轴的视频信号传输线路（未示出）产生的 EMI 感生信号电平改变引起。

[0055] 带有低电容的内窥镜系统

[0056] 图 5 图示说明了根据本公开的各种示例性实施例的内窥镜图像捕捉系统 500，其被配置为具有相对低的电容并因而呈现相对低的泄漏电流。内窥镜系统 500 包括耦接至内窥镜轴 510 的接地外壳 505，以及设置在内窥镜轴 510 的远端处的电子图像传感器 515。在示例性实施例中，内窥镜图像捕捉系统 500 能够被安装在机器人外科手术系统（诸如 1 图所示的机器人外科手术系统 100）的病人侧操纵器臂（诸如图 1 和图 2 分别图示说明的臂 120、220）处。尽管图 5 和以下阐述的描述涉及内窥镜图像捕捉系统，但是本公开不受此限制，并且本公开的示例性实施例可以包括其他系统，诸如超声内窥镜探针、使用压力变换器（例如，用于测量动脉血压）的内窥镜系统、使用电磁传感器（例如，用于定位和 / 或操纵）的内窥镜系统、使用温度传感器的内窥镜系统和 / 或使用化学传感器（诸如 pH 传感器）的内窥镜系统等。

[0057] 内窥镜系统 500 进一步包括用于提供电力至电子图像传感器 515 的电力传输线路 520 和输出 / 控制数据传输线路 521，其中输出 / 控制数据传输线路 521 用于交换电子图像传感器 515 和例如通过通信接口 540 逻辑耦接至内窥镜系统 500 的外科医生控制台（诸如图 1 图示说明的外科医生控制台 110 和 / 或电子 / 辅助控制推车 115）之间的输出 / 控制和视频处理信号。

[0058] 尽管电力传输线路 520 被图示说明为单个线路，但是本公开并不受此限制，且示例性实施例可以包括一个或更多个电力传输线路。例如，在各种示例性实施例中，电力可以通过两个电力传输线路被提供至电子图像传感器 515，电力传输线路能够包括例如用于给电子图像传感器 515 中的逻辑电路供电的相对低的电压线路（例如，大约 1.8V）、以及用于给电子图像传感器 515 中的模拟像素和放大器的探测供电的相对高的电压线路（例如，大约 3.6V）。

[0059] 此外，尽管输出 / 控制数据传输线路 521 被示出为单个线路，但是本公开并不受此限制，且示例性实施例可以包括用于输出数据和控制数据的单独线路或用于输出和控制数据的每个的多个线路。例如，在各种示例性实施例中，一个线路可以被提供用于控制数据的交换，且一个或更多个线路可以被提供用于从图像传感器 515 传输高速图像数据至例如外科医生控制台（诸如图 1 图示说明的外科医生控制台 10 和 / 或电子 / 辅助控制推车 115）。在一种示例性实施例中，输出 / 控制数据传输线路 521 可以包括双绞铜线路。

[0060] 内窥镜系统 500 进一步包括浮动接地 525 并通过电绝缘材料 530 与传输线路 520 和 521 隔离，浮动接地 525 环绕传输线路 520 和 521。可以基于期望的电介质、柔韧性和强度性能选择材料 530。在示例性实施例中，电绝缘材料 530 能够包括四氟乙烯 (ETFE)。然

而,本公开的示例性实施例并不受此限制,且绝缘材料 530 可以包括多种电绝缘材料。在不脱离本公开的范围的情况下,合适材料的其他非限制性示例包括硅树脂、聚氯乙烯 (PVC) 和膨胀聚四氟乙烯 (ePTFE)。

[0061] 内窥镜系统 500 进一步包括接地外壳 505 内的通信接口 540,用于与遥控外科手术系统的其他元件(诸如,例如图 1 图示说明的电子/辅助控制推车 115 和外科医生控制台 110) 交换数据。内窥镜系统 500 进一步包括接地外壳 505 内的电源接口 545,用于将来自电源(例如,图 3 中的电源 350) 的外部电力提供至内窥镜系统 500。通信接口 540 和电源接口 545 能够携带接地的信号/电力。然而,本公开并不受此限制,且通信接口 540 和电源接口 545 可以基于非接地基准被接地,该非接地基准不同于内窥镜系统 500 内的浮动接地基准 525。

[0062] 内窥镜系统 500 进一步包括耦接至通信接口 540 的接地外壳 505 内的处理电路 550,用于处理通信接口 540 和电子图像传感器 515 之间交换的信号。然而,本公开示例性实施例并不受此限制,且一些或所有的处理信号可以发生在例如遥控外科手术系统(诸如,例如,图 1 图示说明的电子/辅助控制推车 115 和/或外科医生控制台 110) 的其他元件处。

[0063] 处理电路 550 能够包括光学收发器电路 552(如图 5 所描绘的),用于将通信接口 540 处接收到的电信号转换为光信号,并且反之亦然。然而,本公开的示例性实施例并不受此限制。例如,在各种示例性实施例中,内窥镜系统可以经由光信号与外部元件(诸如关联的遥控外科手术系统的元件) 交换数据,在这种情况下,可以避免光收发器电路 552。

[0064] 内窥镜系统 500 进一步包括光收发器电路 560 和隔离电源 565。光收发器电路 560 被耦接至输出/控制传输线路 521 以与电子图像传感器 515 交换输出/控制电信号,并耦接至处理电路 550 的光收发器电路 552 以与光收发器电路 552 交换光信号。为了提供信号至关联的遥控外科手术系统(直接地或通过可以接地的处理电路 550 的光收发器电路 552),使用光收发器电路 560 和光连接将输出/控制传输线路 521 和电子图像传感器 515(其为浮动接地)与接地元件隔离。如以下将更详细解释的,这种隔离可以降低在这些元件与病人接触时从内窥镜轴 510 和/或电子图像传感器 515 至例如接地的泄漏电流。

[0065] 隔离电源变压器 565 被耦接为接收来自电源接口 545 的接地电力。隔离电源 565 被进一步耦接至电力传输线路 520 和浮动接地 525。隔离电源变压器 565 将从电力接口 545 接收到的接地电力转换为供应至电子图像传感器 515 的浮动接地电力。以此方式,与外部电源通信的电力接口 545 与传输线路 520 的电力供应线路和浮动接地 525 隔离。尽管内窥镜系统 500 被示出为包括通过电力接口 545 供应的隔离电源变压器 565,但是本公开并不受此限制,且在不脱离本公开的范围的情况下,电力可以通过内窥镜系统 500 的外部或内部电池被供应。

[0066] 在示例性实施例中,如图 5 所图示说明的,内窥镜系统 500 可以进一步包括耦接至浮动接地的电路闭环(circuit enclosure) 553,以向光收发器电路 560 和隔离电源变压器 565 提供 EMI/感生的电压保护。电路闭环 553 可以包括例如法拉第罩(Faraday cage),其帮助确保由 EMI/感生的电压产生的电流一致流动通过闭环,从而最小化或消除了电路中的二级干扰。具体地,在其中与电容 Ciso_5a 和 Ciso_5b 相比,电容 Cbox_5 相对大的情况中,导致干扰电流流动通过箱子但不通过有源电路系统。

[0067] 除了以上阐述的特征,本领域的普通技术人员可以理解其他特征,本公开的各种

示例性实施例包括元件以实现内窥镜系统的电有源系统部件（例如，电子图像传感器 515、传输线路 520 和 521 以及关联的电路系统）和病人组织（其可以是接地基准的）之间相对低的电容。在示例性实施例中，根据本公开的整个内窥镜系统的电容能够足够低以维持来自应用部分的电流泄漏在一定水平，该水平满足至少（例如，根据 IEC60601-1 中阐述的标准的）CF 评级的要求（其对应于使用标称 230 伏特交流（AC）电压、60Hz 接地电源操作时的大约 500pF）。然而，本领域普通技术人员应当理解，如根据具体应用所期望的，本公开在实现用于应用部分的其他电击保护评级中能够是有用的。

[0068] 例如，电流泄漏量是应用部分和接地之间的、图 5 图示说明为 C_{total_5} 的电容的函数。在本公开的各种示例性实施例中，如内窥镜系统 500 中， C_{total_5} 在很大程度上是 C_{stray_5} （内窥镜系统 500 的各种元件相对于接地的杂散电容）、 C_{box_5} （电路闭环 553 和接地之间的电容）、以及 C_{iso_5} （电路闭环 553 内的电路和接地之间的电容； C_{iso_5a} 用于光收发器电路 560 而 C_{iso_5b} 用于隔离电源变压器 565）之和，因为这些电容并联在内窥镜相机 500 的元件 / 电路和接地之间。因而，在本公开的各种示例性实施例中， C_{total_5} 部分使用内窥镜系统 500（例如，电子图像传感器 515 和传输线路 520 和 521）内的各种电路的浮动接地 525，以及通过由电路闭环 553（ C_{box_5} ）的配置提供的隔离而保持低，；保持内部信号数据线路（浮动接地）与外部信号数据线路（接地）（ C_{iso_5a} ）隔离的光连接光收发器电路 560；以及隔离电源（ C_{iso_5b} ），其产生用于浮动电路的浮动接地电力。

[0069] 具体地，参见图 5，浮动接地电路和接地之间的电容包括 C_{stray_5} （应用部分和接地之间的杂散电容）、 C_{iso_5} （浮动电路和输出 / 控制信号接口之间的接口处产生的电容（ C_{iso_5a} ）以及浮动电路和电源接口之间的接口处产生的电容（ C_{iso5b} ））以及 C_{box_5} （电路闭环 553 和接地外壳 505 之间的电容）。关于 C_{iso_5} ，本公开的各种实施例通过（例如）在电路闭环 553（收发器电路 560）内的浮动电路和接地信号传输电路（例如，光收发器电路 552）之间具有光数据通信链路，以用于交换电子图像传感器 515 和外部元件（诸如，例如，外科医生控制台之间的输出 / 控制信号，来维持相对低的 C_{iso_5} （图 5 中图示说明为 C_{iso_5a} ）。 C_{iso_5} （图 5 中图示说明为 C_{iso_5b} ）也能够通过（例如）使用隔离电源 / 调节器来保持低。关于 C_{box_5} ，其通过构建电路闭环 553 可以保持低，以便电路闭环 553 和接地外壳之间的电容以本领域技术人员熟知的各种方式降低。

[0070] 带有 EMI 保护的内窥镜电子传感器系统

[0071] 图 6 图示说明了根据本公开的各种示例性实施例的内窥镜系统 600。内窥镜系统 600 包括耦接至内窥镜轴 610 的接地外壳 605，和设置在内窥镜轴 610 的远端处的电子图像传感器 615。在示例性实施例中，内窥镜图像捕捉系统 600 能够被安装在遥控外科手术系统（诸如图 1 中图示说明的遥控外科手术系统 100）的病人侧操纵器臂（诸如图 1 和图 2 中图示说明的臂 120、220）。尽管图 6 和以下阐述的描述涉及内窥镜图像捕捉系统，但是本公开并不受此限制，且本公开的示例性实施例可以包括其他系统，诸如超声内窥镜探针、使用压力变换器（例如，用于测量动脉血压）的内窥镜系统；使用电磁传感器（例如，用于定位和 / 或操纵）的内窥镜系统、使用温度传感器的内窥镜系统、使用化学传感器的内窥镜系统等。

[0072] 内窥镜系统 600 进一步包括沿着内窥镜轴 610 的电力传输线路 620 和输出 / 控制数据传输线路 621，用于向电子图像传感器 615 提供电力和用于交换电子图像传感器 615 和

例如通过通信接口 640 逻辑耦接至内窥镜系统 600 的外科医生控制台（诸如图 1 图示说明的外科医生控制台 110 和 / 或电子 / 辅助控制推车 115）之间的输出 / 控制信号和视频处理信号。尽管电力传输线路 620 被图示说明为单个线路,但是本公开并不受此限制,且示例性实施例可以包括一个或更多个电力传输线路。此外,尽管输出 / 控制数据传输线路 621 被图示说明为单个线路,但是本公开并不受此限制,且示例性实施例可以包括用于输出数据和控制数据的单独线路或用于输出和控制数据的每个的多个线路。输出 / 控制数据传输线路 621 可以包括双绞铜线路。

[0073] 内窥镜系统 600 还包括环绕传输线路 620 和 621 的浮动接地 625,并通过电绝缘材料 630 与传输线路 620 和 621 隔离。可以基于期望的电介质、柔韧性和强度性能选择材料 630。在一种示例性实施例中,电绝缘材料 630 能够包括四氟乙烯 (ETFE)。然而,本公开的示例性实施例并不受此限制。在不脱离本公开的范围的情况下,电绝缘材料的其他合适的非限制性示例能够包括硅树脂、聚氯乙烯 (PVC) 和膨胀聚四氟乙烯 (ePTFE)。

[0074] 内窥镜系统 600 进一步包括接地外壳 605 内的通信接口 640,用于与遥控外科手术系统的其他元件（诸如,例如图 1 中图示说明的电子 / 辅助控制推车 115 和外科医生控制台 110）交换数据。内窥镜系统 600 进一步包括接地外壳 605 内的电源接口 645,用于将来自电源（例如,图 3 中的电源 350）的外部电力提供至内窥镜系统 600。通信接口 640 和电源接口 645 两者被考虑为携带接地的信号 / 电力。然而,本公开并不受此限制,且通信接口 640 和电源接口 645 可以基于非接地基准而接地,该非接地基准不同于内窥镜系统 600 内使用的浮动接地基准 625。

[0075] 内窥镜系统 600 进一步包括耦接至通信接口 640 的接地外壳 605 内的处理电路 650,用于处理通信接口 640 和电子图像传感器 615 之间交换的信号。然而,本公开的示例性实施例并不受此限制,且一些或所有的信号处理可以发生在例如遥控外科手术系统（诸如,例如,图 1 中图示说明的电子 / 辅助控制推车 115 和外科医生控制台 110）的其他元件中。

[0076] 在各种示例性实施例中,内窥镜系统 600 进一步包括接地外壳 605 内的法拉第罩 655,其电耦接至浮动接地 625 以屏蔽封装元件（即,收发器电路 660 和隔离电源 665）免遭 EMI。收发器电路 650 被耦接至输出 / 控制数据传输线路 621 以与电子图像传感器 615 交换输出 / 控制电信号,以及被耦接至处理电路 650 的光收发器电路 652 以与收发器电路 652 交换光信号。使用收发器电路 660 和收发器电路 660（其被封装在法拉第罩 655 内）与处理电路 650 的收发器电路 652（其在法拉第罩 655 外并可以被接地）之间的连接将传输线路 620 和 621 以及电子图像传感器 615（其为浮动接地）与处理电路 650（其可以被接地）隔离。然而,注意,本公开的示例性实施例并不受此限制。例如,在各种示例性实施例中,在不脱离本公开的范围的情况下,内窥镜系统可以经由光信号与外部元件（诸如与遥控外科手术系统关联的元件）交换数据,在该情况中,可以避免具有光收发器电路 652,并且维持期望的隔离。如以下更详细解释的,这种隔离可以降低 EMI 对沿着传输线路 620 和 621 内的数据信号线路的输出 / 控制信号和视频处理数据信号的影响。

[0077] 法拉第罩 655 内的隔离电源变压器 665 被耦接以接收来自电源接口 645 的接地电力。隔离电源 665 被进一步耦接至电力传输线路 620 和浮动接地 625。隔离电源变压器 665 将从电源接口 645 接收到的接地电力转换为供应至电子图像传感器 615 的浮动接地电力。

以此方式,与外部电源通信的电源接口 645 与电力传输线路 620 和浮动接地 625 隔离。尽管内窥镜系统 600 被示出为包括通过电源接口 645 供应的隔离电源变压器 665,但是本公开并不受此限制,且在不脱离本公开的范围的情况下,电力可以通过内窥镜系统 600 的外部或内部的电池来供应。

[0078] 如以上参考图 5 的描述,泄漏电流的量是应用部分和接地之间的、图 6 中图示说明为 C_{total_6} 的电容的函数。 C_{total_6} 在很大程度上是 C_{stray_6} (内窥镜的各种元件相对于接地的杂散电容)、 C_{box_6} (法拉第罩 655 和接地之间的电容)、以及 C_{iso_6} (法拉第罩 655 内的电路和接地之间的电容 (C_{iso_6a} 用于收发器电路 660 而 C_{iso_6b} 用于隔离电源变压器 665) 之和,因为这些电容并联在内窥镜相机 600 的元件 / 电路和接地之间。因而,在本公开的各种示例性实施例中, C_{total_6} 部分通过浮动接地 625 用作内窥镜系统 600 内的各种电路的电力基准并且用作由电源变压器 655 (C_{iso_6b}) 的配置提供的浮动接地电路的隔离,而降低。在示例性实施例中,浮动接地 625 充当传感器系统的电力基准,传感器系统至少包括电子图像传感器 615、传输线路 620 和 621 以及法拉第罩 655 (其包括收发器电路 660 和隔离电源变压器 665)。

[0079] 在图 6 图示说明的示例性实施例中,隔离电源变压器 665 提供相对于浮动电路和接地之间的、图示说明为 C_{total_6} (即, $C_{pwr_6} \gg C_{iso_6a} + C_{iso_6b} + C_{box_6} + C_{stray_6}$) 的电容的高电容 (图示说明为 C_{pwr_6})。在示例性实施例中: C_{pwr_6} 大约 10 微法拉 (uF); C_{iso_6a} 大约 10 微微法拉 (pF); C_{iso_6b} 大约 20pF; C_{box_6} 大约 100pF; 以及 C_{stray_6} 大约 50pF,这得到 C_{pwr_6} 对 C_{total_6} 的比率大约为 55000。然而,本公开并不受此限制,且在不脱离本公开的范围的情况下,在各种示例性实施例中, C_{pwr_6} 对 C_{total_6} 的比率可以高于 55000,以及与约 10000 一样低或更低。如以下将解释的,该电容比率最小化 EMI 至少对输出 / 控制数据传输线路 621 的影响。

[0080] 本公开的各种示例性实施例 (诸如,例如内窥镜系统 600) 包括元件,其在存在 EMI 从外部源 (诸如,例如紧邻远程外科手术部位处的内窥镜轴操作的烧灼器或其他 EMI 发生仪器) 进入内窥镜系统时,可以提高内窥镜系统的性能。具体地,各种示例性实施例包括元件,其帮助确保部件、数据传输线路和 / 或电力传输线路可以由可能由 EMI 感生的任何电压电平改变被同等地影响。

[0081] 例如,以上参考的浮动接地 625 被配置为环绕传输线路 620 和 621、电子图像传感器 615 以及法拉第罩 655 的连续屏蔽,并因而帮助确保其屏蔽的部件由可能 EMI 感生的任何电压电平改变而近似同等地被影响。此外, C_{pwr_6} 对 C_{iso_6} (即, $C_{pwr_6} \gg C_{iso_6a} + C_{iso_6b}$) 的相对大的比率也帮助确保所有的屏蔽部件在 EMI 存在时处于几乎相同的电压下。

[0082] 此外,传输线路的紧电磁耦合件帮助确保传输线路上感生的电压几乎相等。确保内窥镜系统的部件 (例如,电子图像传感器 615 和该传感器系统的其他部件) 内感生的任何电压几乎同样感生在传输线路上,从而具体提高内窥镜系统的性能,至少因为引入到输出 / 控制信号数据线路的干扰作为普通模式出现至光收发器电路 660。因此,由 EMI 在传输线路上引起的信号电平改变相对于输出 / 控制信号保持低,并因而,减少能够由 EMI 引起的传输 / 接收问题。

[0083] 此外,本公开的各种示例性实施例中的元件的配置 (诸如,例如图 6 中图示说明的

内窥镜系统 600 的配置) 允许存在高电压干扰的情况下显著降低(相对于传统内窥镜系统) 在浮动接地 625 上感生的电流的量, 诸如该电流可以由临近图像传感器操作的电烙术仪器感生。例如, 浮动接地和接地之间的电容可以跨越由干扰信号覆盖的频率范围控制。具体地, 在本公开的各种示例性实施例中, C_{total_6} 通过法拉第罩 655 被部分形成。法拉第罩 655 和浮动接地屏蔽 625 可以被配置为形成高频电容器, 以便 C_{total_6} 的 C_{box_6} 分量和 C_{stray_6} 分量被较好控制并避免广泛的频率范围内的共振。

[0084] 此外, 保持图 6 图示说明为 C_{stray_6} 、 C_{box_6} 、 C_{iso_6a} 以及 C_{iso_6b} 的电容相对低来最小化通过传输线路中的互感耦合在输出 / 控制信号上的差分模式干扰的产生, 输出 / 控制信号通过传输线路 620 和 621 交换。通过使用差分信号交换沿着传输线路 620 和 621 的输出 / 控制信号和处理信号和 / 或通过使用用于沿着内窥镜轴 610 交换输出 / 控制信号的平衡 / 双绞线导体可以避免任何剩余的差分模式干扰。

[0085] 因而, 本公开的各种示例性实施例最小化和 / 或避免 EMI 作为整体和 / 或在广泛的频率范围内对电子部件(诸如内窥镜轴 610 的远端处的电子图像传感器 615) 和电路(用于控制内窥镜系统和 / 或处理与内窥镜系统关联的数据) 之间交换的输出 / 控制信号的影响。

[0086] 用于产生低泄漏电流和 EMI 保护的内窥镜系统

[0087] 如以上所注意的, 本公开的各种示例性实施例(诸如图 5 中图示说明的示例性实施例) 可以实现 IEC 60601-1 安全标准 CF 评级(对于用标称 230 伏交流电压、60Hz 接地电源操作, 其对应于大约 500pF)。然而, 维持低的应用部分与接地之间的电容(图 5 中图示说明为 C_{total_5}) 可以使具有电有源元件(诸如内窥镜图像传感器) 的内窥镜系统易受 EMI 影响。具体地, EMI 可以沿传统传输线路感生电压, 其可以增加沿着内窥镜图像传感器和例如外科医生控制台之间的内窥镜轴交换的输出 / 控制信号中的误差。为了抵消(counter) 由于保持相对低的 C_{total_5} 而导致的 EMI 的可能影响, 在本公开的各种示例性实施例中, EMI 感生的电压通过结合本公开的各种示例性实施例的特征能够被最小化, 本公开的示例性实施例(诸如图 5 中图示说明的示例性实施例) 可以实现 IEC 60601-1 安全标准 CF 评级, 其中各种示例性实施例(诸如图 6 中图示说明的示例性实施例) 的特征可以提高存在 EMI 情况下内窥镜系统的性能。

[0088] 图 7 图示说明了根据本公开的示例性实施例。为简单起见, 图 7 包括已经在图 5 和图 6 中图示说明的并参照图 5 和图 6 描述的多个元件。为简单起见, 图 7 中根据其相应的附图中的标识符标识的那些元件以及相应的描述在此省略。图 7 中图示说明的示例性实施例的至少以下特征可以实现带有到接地的相对低电容的内窥镜电子传感器系统(以便实现相对低的泄漏电流并满足用于电击保护评级的要求), 并且还提供 EMI 保护。

[0089] 关于隔离电源 565, 其将从电源接口 545 接收到的接地电力转换为用于电子图像传感器 515 的浮动接地电力, 以及关于内窥镜图像传感器 515, 本公开的各种示例性实施例被配置使得 $C_{pwr_6} \gg C_{iso_5}$ 并且还使得 $C_{pwr_6} \gg C_{iso_5} + C_{box_5} + C_{stray_5}$ 。如以上所解释的, 这帮助确保所有屏蔽的部件(诸如, 例如, 传输线路 520 和 521) 当存在 EMI 时, 经历几乎相同电平的感生电压。因此, 由 EMI 在例如传输线路 520 和 521 上引起的信号 / 电力电平改变相对于输出 / 控制信号保持低, 这减少了能够以其他方式由 EMI 引起的传输 / 接收问题。

[0090] 此外,在本公开的各种示例性实施例中,传输线路 520 和 521 能够通过例如具体化在平衡的、双绞线导体组中而紧耦合。这帮助确保传输线路 520 和 521 在存在 EMI 时处于几乎相同的电压,这减少了能够以其他方式由 EMI 在传输线路上引起的传输/接收问题,因为其帮助接收器较好地识别接收到的信号数据。

[0091] 此外,将信号线路的紧耦合与输出/控制数据信号的差分信号传输结合起来抵消可以由接近信号线路(诸如,例如,电烙术仪器的高 dv/dt) 的高电压变化 (dv/dt) 引起的差分模式干扰的影响,并因而,可以进一步使通常由 EMI 在传输线路上引起的传输/接收问题最小化。

[0092] 此外,使用法拉第罩 655 封装光收发器电路 560 和隔离电源变压器 565 能够提供这些部件的一些屏蔽免遭 EMI 的影响。此外,浮动接地 525 用作连续屏蔽帮助确保其屏蔽的部件(例如,传输线路 520 和 521、光收发器电路 560 和隔离电源传输 565) 被任何电压电平变化近似同等地影响,电压电平变化可以由内窥镜系统外部的 EMI 感生。

[0093] 此外,浮动接地和接地之间的电容可以在由干扰信号覆盖的频率范围上来控制。具体地,在本公开的各种示例性实施例中, C_{total_5} 部分通过法拉第罩 655 形成。法拉第罩 655 和浮动接地屏蔽 525 可以被配置为形成高频电容器,以便 C_{total_5} 的 C_{box_5} 分量和 C_{stray_5} 分量被较好控制并避免在广泛的频率范围内共振。

[0094] 因此,本公开的各种示例性实施例维持从内窥镜系统的应用部分至接地的低电容。此外,本公开的各种示例性实施例使例如沿着关联的内窥镜轴进入传输线路中的、由 EMI 感生的电压的影响最小化。此外,本公开的各种示例性实施例维持从内窥镜系统的应用部分至接地的低电容,并且使由 EMI 感生的电压的影响最小化。

[0095] 尽管以上示例性实施例和描述主要集中在内窥镜系统,该内窥镜系统包括用于执行远程控制外科手术应用的内窥镜图像捕捉系统,本领域的普通技术人员应当认识到本公开并不受此限制,并且在不脱离本公开的范围的情况下,本公开的原理能够被应用在其他内窥镜系统中,诸如,例如,用于捕捉和提供外科手术部位的一个或更多个特征的传感器系统。此外,关于术语“外科手术过程”、“外科手术部位”和其变体,本领域的普通技术人员应当理解,本教导也适用于在远程部位执行的非外科手术过程,诸如,例如,各种诊断和/或治疗过程;因此,术语“外科手术”应当被广义地解释为包含其中仪器被插入通过病人的身体至身体内的远程位置以执行外科手术、诊断和/或治疗的过程的任何过程。

[0096] 根据考虑本公开的说明和实践以及本文的权利要求,本发明的其他实施例对本领域的普通技术人员将是明显的。这些说明和示例应仅考虑为示例性的,其中本发明的实际范围和精神由下面的权利要求指出。

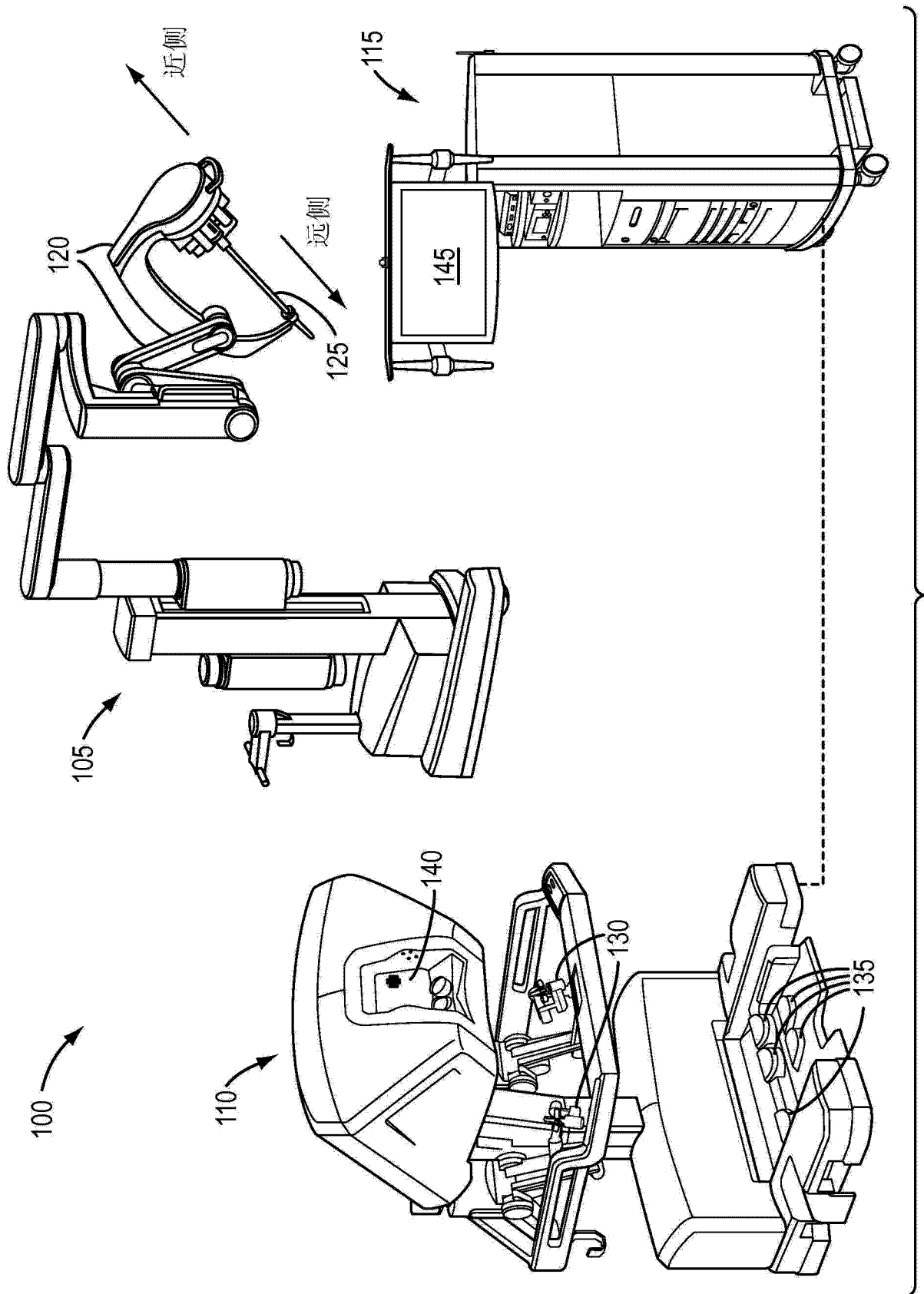


图 1

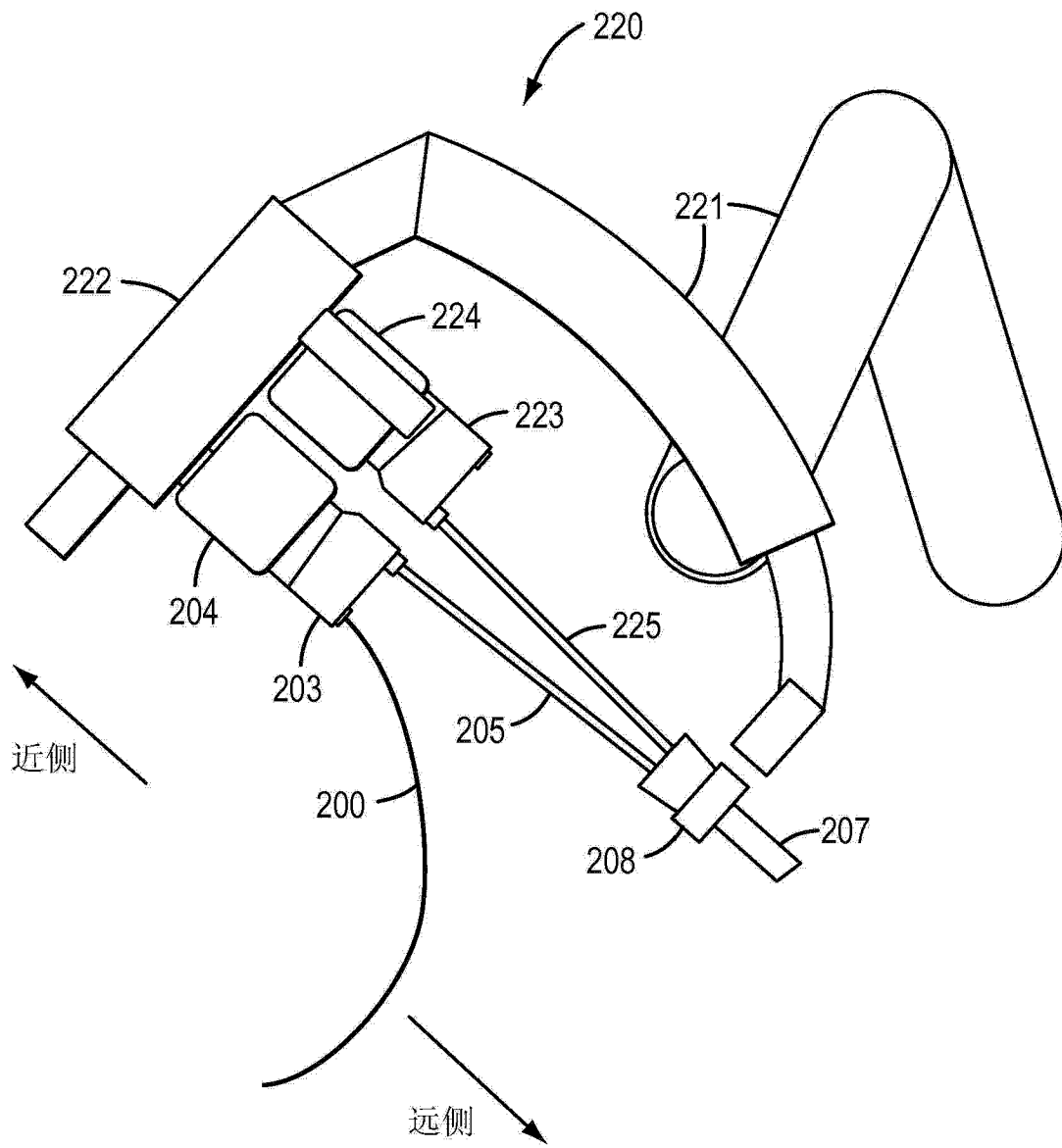


图 2

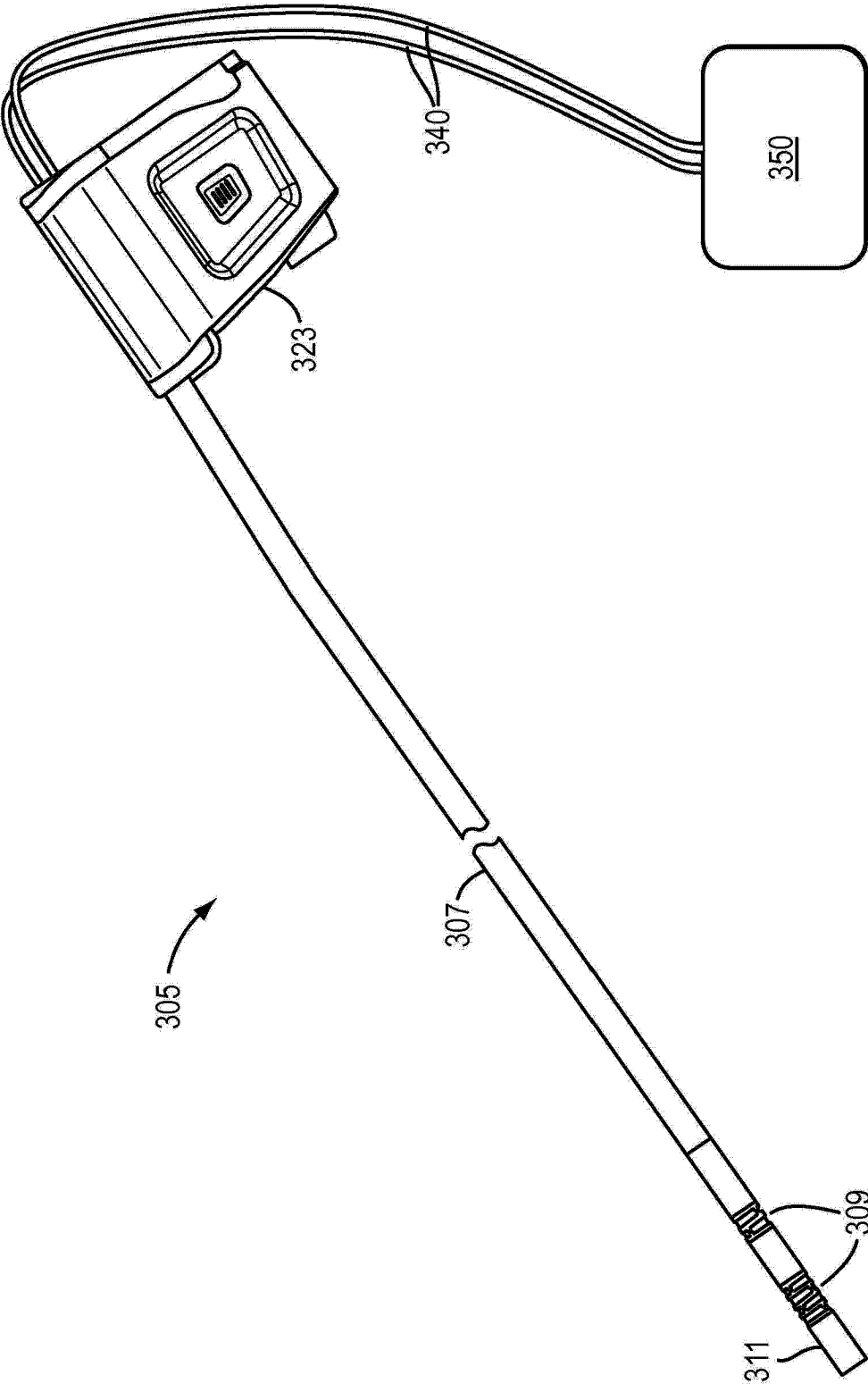


图 3

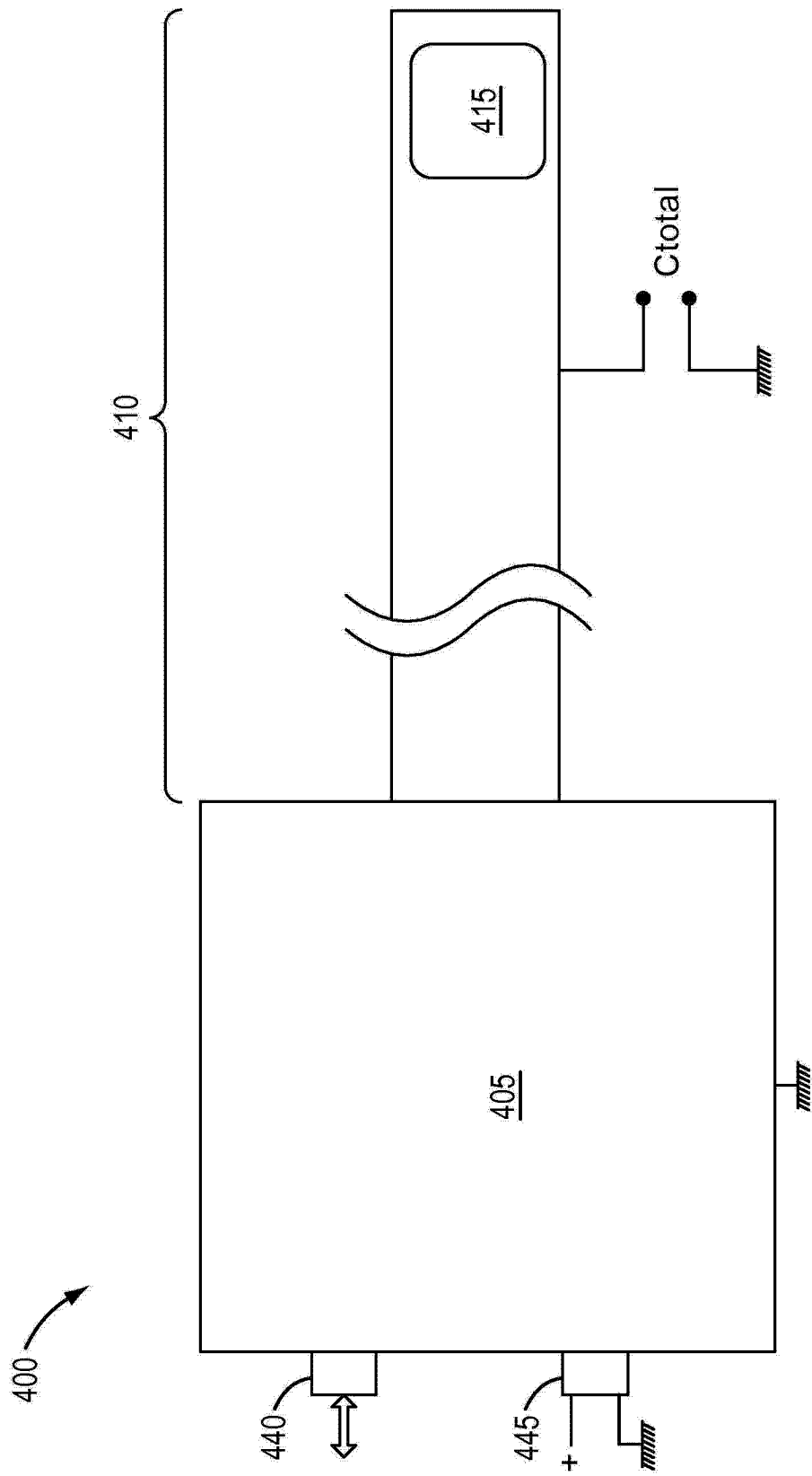


图 4

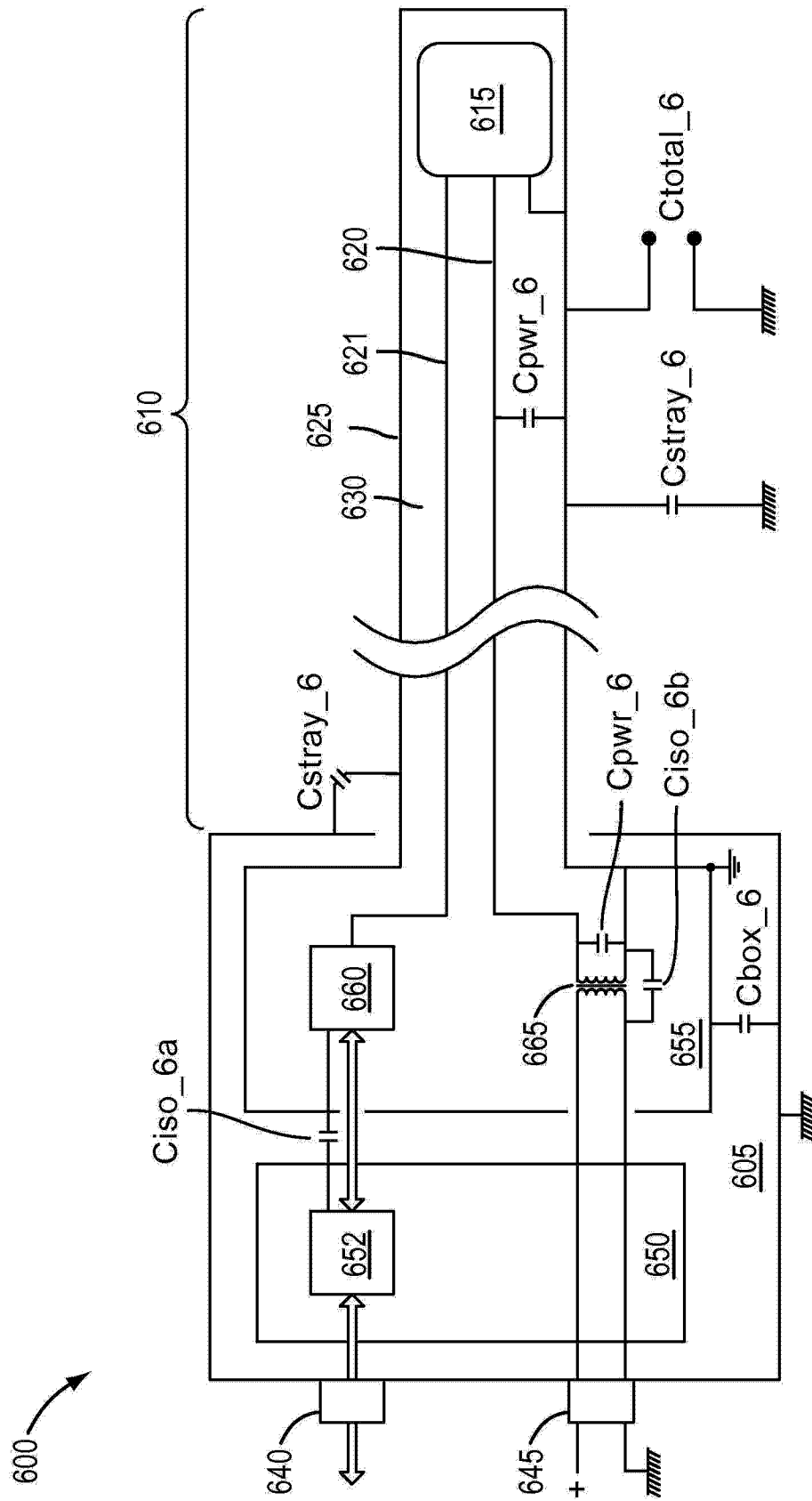


图 6

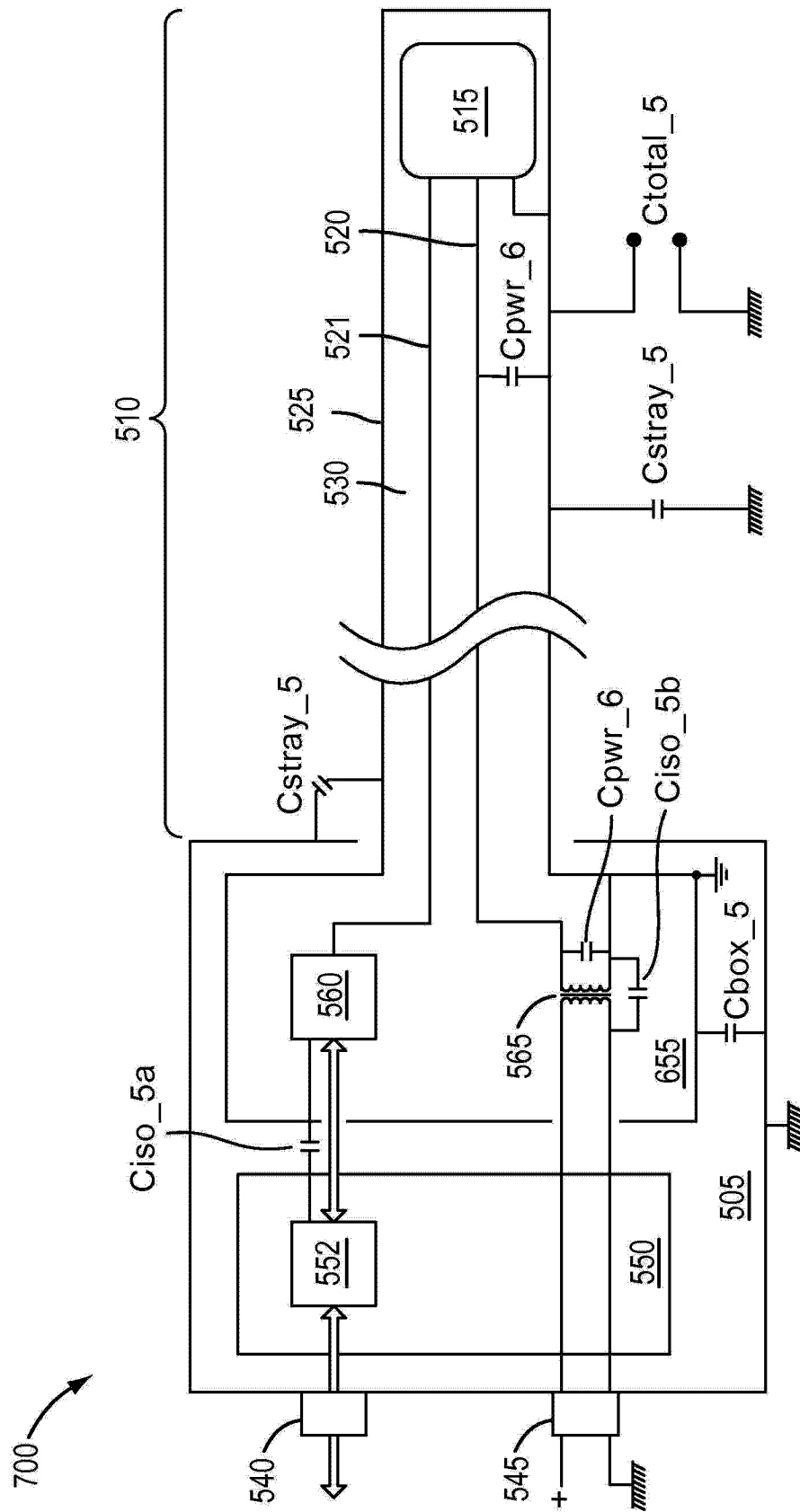


图 7

专利名称(译)	带有低电容和/或电磁屏蔽的内窥镜系统及相关方法		
公开(公告)号	CN104780857A	公开(公告)日	2015-07-15
申请号	CN201380059277.5	申请日	2013-11-14
[标]申请(专利权)人(译)	直观外科手术操作公司		
申请(专利权)人(译)	直观外科手术操作公司		
当前申请(专利权)人(译)	直观外科手术操作公司		
[标]发明人	D布理查 PM赫茨林格 DD斯科特 K泽特罗		
发明人	D·布理查 P·M·赫茨林格 D·D·斯科特 K·泽特罗		
IPC分类号	A61B17/94 A61B1/313 A61B19/00 B25J13/08		
CPC分类号	A61B1/0008 A61B1/00018 A61B1/00004 A61B19/2203 A61B34/30		
优先权	61/726894 2012-11-15 US 61/726879 2012-11-15 US		
其他公开文献	CN104780857B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜系统能够包括具有近端和远端的内窥镜轴和包括至少一个传感器的电有源传感器系统，所述至少一个传感器安装在所述远端附近并被设置为感测所述远端位于其中的环境的至少一个特征。传感器系统相对于接地的电容维持电流泄漏在一水平，所述水平满足心脏浮动评级的要求。

