



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108778089 A

(43)申请公布日 2018.11.09

(21)申请号 201780019094.9

(22)申请日 2017.01.31

(30)优先权数据

62/289,446 2016.02.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/015875 2017.01.31

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/136357 EN 2017.08.10

(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 A·W·彼得森 B·E·布莱尔

A·波洛斯基

(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 徐东升 孙尚白

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

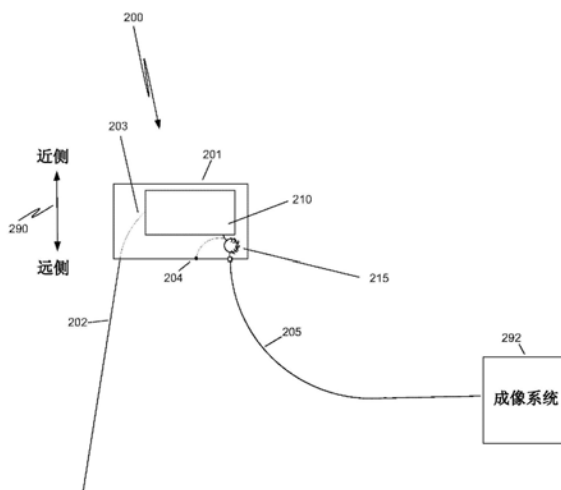
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

使用共模扼流圈减少内窥镜高频泄露电流

(57)摘要

内窥镜包括主体和安装在主体内的电路板。电缆将电路板耦合到成像系统。共模扼流圈被安装在主体内并且被配置为在烧灼频率处将电缆与主体电隔离。一种方法包括将多个导线绞合在一起以形成绞合导线组。绞合导线组围绕核心被缠绕,使得绕组不重叠,并且使得第一绕组和最后绕组彼此分开。绞合导线组中的导线被耦合到电缆中的多个导线。而且,绞合导线组中的这些导线还被耦合到电路板。



1. 一种成像装置,其包括:
电缆,其包含第一多个导线;
内窥镜,其连接到所述电缆,所述内窥镜包括:
主体;
安装在所述主体内的电路板;以及
安装在所述主体中的共模扼流圈,所述共模扼流圈被耦合到所述第一多个导线并且被耦合到所述电路板。
2. 根据权利要求1所述的装置,所述电缆进一步包括屏蔽件,所述第一多个导线被封闭在所述屏蔽件中,所述屏蔽件被连接到所述共模扼流圈并且通过所述共模扼流圈与所述主体电隔离。
3. 根据权利要求1所述的装置,所述共模扼流圈具有第一绕组和最后绕组,所述第一绕组与所述最后绕组不重叠并且与所述最后绕组分开。
4. 根据权利要求1所述的装置,所述共模扼流圈具有多个非重叠绕组。
5. 根据权利要求4所述的装置,所述多个非重叠绕组包括第一绕组和最后绕组,所述第一绕组与所述最后绕组不重叠并且与所述最后绕组分开。
6. 根据权利要求1所述的装置,所述共模扼流圈具有第二多个导线和核心,所述第二多个导线具有第一端和第二端,在所述第一端和所述第二端之间的所述第二多个导线的部分以非重叠绕组围绕所述核心被缠绕并且被缠绕成使得所述第一端和所述第二端彼此分开,其中所述第二多个导线中的导线被耦合到所述第一多个导线并且被耦合到所述电路板。
7. 根据权利要求6所述的装置,所述第二多个导线在围绕所述核心被缠绕之前被绞合在一起。
8. 根据权利要求6所述的装置,所述电缆进一步包括屏蔽件,所述第一多个导线被封闭在所述屏蔽件中,所述屏蔽件耦合到所述第二多个导线中的导线。
9. 根据权利要求6所述的装置,所述核心是无间隙的核心。
10. 根据权利要求9所述的装置,所述核心是纳米晶铁氧体核心。
11. 根据权利要求6所述的装置,所述核心是纳米晶铁氧体核心。
12. 根据权利要求1所述的装置,所述内窥镜进一步包括电光耦合器,所述电光耦合器被耦合到所述电缆并且被耦合到所述共模扼流圈。
13. 一种操作成像系统的方法,所述方法包括:
通过使用在电缆和内窥镜内的电路之间的共模扼流圈,减少在所述内窥镜的所述电缆上感应的共模电流。
14. 根据权利要求13所述的方法,其中所述共模扼流圈被安装在所述内窥镜的主体内,所述方法进一步包括:
利用封闭所述电缆的第一多个导线的屏蔽件来屏蔽所述第一多个导线,其中所述屏蔽件被连接到所述共模扼流圈并且通过所述共模扼流圈与所述主体电隔离。
15. 一种方法,其包括:
将多个导线绞合在一起以形成绞合导线组;
将所述绞合导线组围绕核心缠绕,使得所得的导线绕组不重叠,并且使得第一绕组和最后绕组彼此分开;

将所述绞合导线组中的一个或多个导线耦合到第二多个导线中的一个或多个导线,所述第二多个导线用于在用于内窥镜的电缆中;以及

将所述绞合导线组中的所述一个或多个导线耦合到电路板。

16. 根据权利要求15所述的方法,进一步包括:

将所述电缆的屏蔽件耦合到所述绞合导线组中的导线,所述绞合导线组中的所述导线不同于被耦合到所述绞合导线组中的所述一个或多个导线的所述一个或多个导线。

17. 根据权利要求15所述的方法,进一步包括:

耦合电光耦合器,所述电光耦合器被耦合到所述电缆;以及

将所述电光耦合器耦合到所述第二多个导线。

18. 根据权利要求6所述的装置,其中所述核心是无间隙的纳米晶铁氧体核心。

使用共模扼流圈减少内窥镜高频泄露电流

[0001] 相关申请

[0002] 本专利申请要求2016年2月1日提交的名称为“REDUCTION OF ENDOSCOPE HIGH FREQUENCY LEAKAGE CURRENT USING A COMMON-MODE CHOKE”的美国临时专利申请62/289,446的申请日的优先权和权益,该申请通过引用整体并入本文。

技术领域

[0003] 本发明总体涉及用于计算机辅助手术系统的内窥镜,并且更具体地涉及使流入内窥镜的金属轴中的不需要的烧灼高频泄漏电流最小化。

背景技术

[0004] 参考图1,手术系统100是计算机辅助手术系统,其包括内窥镜成像系统192、外科医生的控制台194(主要)、以及患者侧支撑系统110(从属),所有这些通过有线(电或光)或无线连接196互连。一个或多个电子数据处理器可以不同地位于这些主部件中以提供系统功能。示例在美国专利申请公开No.US 2008/0065105 A1中被公开,该美国专利申请通过引用并入本文。

[0005] 患者侧支撑系统110包括进入引导操纵器130,所述进入引导操纵器130还可以被称为主动受控操纵器臂组件130。至少一个手术设备组件被耦连到进入引导操纵器130。每个手术设备组件包括具有手术器械或图像捕获单元的器械。例如,在图1中,一个手术设备组件包括具有轴137-1以及在手术过程期间延伸通过进入引导件115的图像捕获单元的器械135-1。器械135-1有时被称为内窥镜,或者可替代地称为成像系统设备或摄像机器械。通常,进入引导件115包括多个通道。

[0006] 成像系统192对例如捕获的手术部位的内窥镜成像数据和/或来自患者外部的其他成像系统的术前或实时图像数据执行图像处理功能。成像系统192将处理后的图像数据(例如,手术部位的图像,以及相关的控制和患者信息)输出到外科医生的控制台194处的外科医生。在一些方面,处理后的图像数据被输出到对其他手术室人员可见的可选外部监视器或被输出到远离手术室的一个或多个位置(例如,在另一个位置的外科医生可以监视视频;实时馈送视频可以用于培训;等等)。

[0007] 外科医生的控制台194包括多个自由度(“DOF”)机械输入设备(“主控器”),其允许外科医生操纵被统称为“从设备”的器械、(一个或多个)进入引导件和成像系统设备。在一些方面,这些输入设备可以从器械和手术设备组件部件向外科医生提供触觉反馈。外科医生的控制台194还包括立体视频输出显示器,所述显示器被定位使得显示器上的图像通常被聚焦在与在显示屏幕后面/下方工作的外科医生的手相对应的距离处。这些方面在美国专利No.6,671,581中进行了更全面地讨论,该美国专利通过引用并入本文。

[0008] 插入器械期间的控制可以例如通过外科医生使用一个或两个主控器移动图像中呈现的器械来完成;外科医生使用主控器将图像中的器械从一边移动到另一边并且将器械拉向外科医生。主控器的运动命令成像系统和相关联的手术设备组件朝向输出显示器上的

固定中心点转向并在患者体内前进。

[0009] 在一个方面,摄像机控制被设计成给人这样的印象:主控器被固定到图像上,使得图像沿与主控制柄移动的方向相同的方向移动。当外科医生从摄像机控制中退出时,这种设计使得主控器处于正确的位置以控制器械,并且因此这种设计避免了咬合(脱离)、移动和分离(接合)主控器回到开始或恢复器械控制之前的位置的需要。

[0010] 患者侧支撑系统110的基座101支撑臂组件,该臂组件包括被动非受控装配(setup)臂组件120和主动受控操纵器臂组件130。主动受控操纵器臂组件130有时被称为进入引导操纵器130。进入引导操纵器组件平台132(有时称为平台132)耦合到第四操纵器连杆119的远端。进入引导操纵器组件133可旋转地安装在平台132上。箭头190示出远侧方向和近侧方向。

[0011] 进入引导操纵器组件133包括器械操纵器定位系统。进入引导操纵器组件133使多个器械操纵器组件140-1、140-2作为一组围绕轴线125旋转。

[0012] 多个器械操纵器组件140-1、14-2中的每一个通过不同的插入组件136耦合到进入引导操纵器组件133。在一个方面,每个插入组件136是伸缩组件,其移动对应的器械操纵器远离进入引导操纵器组件135并朝向进入引导操纵器组件135。在图1中,每一个插入组件处于完全缩回的位置。

[0013] 多个器械操纵器组件140-1、140-2中的每一个包括多个马达,所述多个马达驱动该器械操纵器的输出接口中的多个输出。参见美国专利申请No.61/866,115(2013年8月15日提交),其通过引用并入本文,用于器械操纵器和可以耦合到器械操纵器的手术器械的一个示例。

[0014] 多个手术设备组件180中的每一个包括不同的多个器械操纵器组件以及手术器械和图像捕获单元中的一个。器械135-1、器械135-2中的每一个包括容纳传输单元的主体。传输单元包括输入接口,该输入接口包括多个输入。器械135-1、器械135-2中的每一个还包括轴137-1、轴137-2,轴137-1、轴137-2有时被称为从主体沿远侧方向延伸的主管。末端执行器耦合到手术器械组件的轴的远端,并且图像捕获单元(例如,摄像机)被包括在不同的手术器械组件的远端中。参见美国专利申请No.61/866,115(2013年8月15日提交),其通过引用并入本文,用于器械操纵器组件和手术器械的一个示例。

[0015] 器械135-1、器械135-2中的每一个耦合到对应的器械操纵器组件140-1、器械操纵器组件140-2的器械安装接口,使得器械135-1、器械135-2中的传输单元的输入接口中的多个输入由器械操纵器组件140-1、器械操纵器组件140-2的器械安装接口中的多个输出驱动。参见美国专利申请No.61/866,115(2013年8月15日提交)。

[0016] 如图1所示,多个手术设备组件180的轴从器械的主体向远侧延伸。轴延伸穿过放置在进入端口处的套管116进入患者体内(例如,穿过主体壁或在自然孔处)。在一个方面,进入引导件115定位在套管116内,并且每个器械轴延伸穿过进入引导件115中的通道,以便为器械轴提供附加的支撑。

发明内容

[0017] 手术系统包括内窥镜和将内窥镜连接到成像系统的电缆。该电缆包括第一多个导线。内窥镜包括主体、安装在主体内的电路板、以及安装在主体内的共模扼流圈。共模扼流

圈被耦合到第一多个导线并且被耦合到电路板。

[0018] 电缆包括屏蔽件,该屏蔽件封闭(例如围绕)第一多个导线。屏蔽件被连接到共模扼流圈,使得共模扼流圈将电缆屏蔽件与内窥镜的主体电隔离。

[0019] 在一个方面,共模扼流圈包括第二多个导线。第二多个导线包括第一端、第二端以及在第一端和第二端之间的部分。在第一端和第二端之间的第二多个导线的部分以非重叠绕组围绕核心被缠绕并且被缠绕成使得第一端和第二端彼此分开。第二多个导线中的一些导线被耦合到第一多个导线并且被耦合到电路板。在一个方面,第二多个导线在围绕核心被缠绕之前被绞合在一起。

[0020] 在一个方面,共模扼流圈的核心是无间隙的核心。例如,无间隙的核心是纳米晶铁氧体核心。

[0021] 在另一方面,内窥镜包括耦合到共模扼流圈并且耦合到电路板的电光耦合器。

[0022] 在又一方面,一种方法包括通过在电缆和内窥镜内的电路之间耦合共模扼流圈来减少在内窥镜的电缆上感应的共模电流。

[0023] 在又一方面,一种方法包括将多个导线绞合在一起以形成绞合导线组。绞合导线组围绕核心被缠绕,使得绕组不重叠,并且使得第一绕组和最后绕组彼此分开。绞合导线组中的一个或多个导线被耦合到内窥镜的电缆的多个导线中的一个或多个导线。绞合导线组中的一个或多个导线还被耦合到电路板。电缆的屏蔽件被连接到绞合导线组中的一个导线。该一个导线与绞合导线组中的一个或多个导线不同。

附图说明

[0024] 图1是现有技术的计算机辅助手术系统的图示。

[0025] 图2是用共模扼流圈连接到电缆的内窥镜的图示,其中共模扼流圈将电缆连接到内窥镜中的电路板。

[0026] 图3A是共模扼流圈的一个方面的图示。

[0027] 图3B是共模扼流圈的示意图。

[0028] 图4A和图4B各自是连接到电缆的具有共模扼流圈和电光耦合器的组合的另一内窥镜的图示。

[0029] 在附图中,三位数字的附图标记的第一个数字是附图编号,其中首先出现具有该附图标记的元件。

具体实施方式

[0030] 在手术系统100中,通常电缆在内窥镜135-1和成像系统192之间行进。电缆具有显著的对地电容。当手术系统100中的一个器械包括通电的烧灼工具或者是通电的烧灼工具时,烧灼工具的能量源提供高频能量,所述高频能量具有位于400kHz至500kHz范围内的主能量并且具有高达4MHz范围的谐波。烧灼工具能量源可以无意地通过直接有线连接或通过电容耦合向具有接地(地球)路径的任何物体供应能量。烧灼工具能量源可以从其两个输出引线中的任一个获取(source)该能量:(1)连接到烧灼工具的高压引线,或(2)一般连接到患者身体的患者返回引线。

[0031] 由于轴电连接到具有大对地电容的电缆,烧灼工具能量源可以将电流驱动到内窥

镜的金属轴137-1中。电流可以通过两条路径行进：(1)从电容性耦合内窥镜电缆(围绕内窥镜电缆电容性缠绕)的烧灼工具能量源高压引线,或(2)从接触内窥镜轴的患者身体(其连接到患者返回引线)。在烧灼激活期间,无意的电流流动可能在患者-组织-内窥镜-轴接口处引起电弧放电。患者组织处的电弧可能烧伤组织,并且当然是不期望的。

[0032] 内窥镜200(图2)通过在内窥镜主体例如壳体201(有时被称为主体201)和电缆205的大对地电容之间插入高阻抗部件215(其可以在所有信号频率处、或者仅在例如烧灼频率的频率范围内是高阻抗的)来减少无意的电流流动。该高阻抗部件215还可以被称为共模扼流圈215。电缆205将内窥镜200连接到成像系统292。成像系统292等同于成像系统192。同时,在各种实施例中,部件215对电缆205的数据线和功率线不应具有高阻抗。在一个方面,该部件是共模扼流圈215。数据和功率是差分信号(沿着一个导线向下行进并返回到其伴随地线上,而烧灼电流试图沿着所有导线共同向下行进)。共模扼流圈215表现为针对共模电流的高阻抗和针对差分电流的低阻抗。

[0033] 共模扼流圈215被包括在内窥镜200的壳体201内。共模扼流圈215被连接在电缆205和电路板210之间并且被连接在电缆205的屏蔽件和壳体201(有时称为主体201)之间。在一个方面,共模扼流圈215被安装在电路板210上。共模扼流圈215具有几十毫亨的电感,例如在一个方面为30毫亨,并且因此使电缆205上的任何共模电流衰减超过三分之二。这种衰减足以将共模烧灼电流降低到国际标准所接受的水平。共模扼流圈215在其输入引线和输出引线之间具有最小的杂散电容。共模扼流圈215的并联绕组之间的信号耦合足够小,从而信号完整性不会被折衷。

[0034] 在一个方面,内窥镜200包括在主管202的远端中的多个图像捕获单元。内窥镜200中的照明器向主管202的远端提供光。箭头290限定了图2A、图4A和图4B中的近侧方向和远侧方向。

[0035] 被包括在内窥镜200的壳体201内的电路由电路板210表示,该电路为照明器和图像捕获单元供电,将数据从图像捕获单元移动到成像系统292等。在某些情况下,电路板210可以由一个以上的电路板实现。电路板210通过电缆203耦合到主管的远端中的单元。可以存在从电路板210行进到被容纳在壳体201内的其他元件的其他电缆。壳体201的尺寸和形状通过内窥镜200与其他器械紧密接近(如图1所示)并且不与其他器械碰撞或抑制其他器械的运动范围的需要而被固定。

[0036] 在一个方面,电缆205包括功率线路、接地线路、信号线路、和封闭这些线路的屏蔽件。功率线路、接地线路和信号线路一起有时被称为第一多个导线。因此,在这方面,第一多个导线被封装在屏蔽件中。电缆205连接到壳体201。然而,在将电缆205连接到壳体201时,屏蔽件和电缆205中的任何导线都不允许接触壳体201。

[0037] 共模扼流圈215连接到第一多个导线,并且在该方面,共模扼流圈215被连接到电路板210,即,共模扼流圈215被连接在电缆205和电路板210之间。电缆205的屏蔽件还通过共模扼流圈215连接到壳体201上的地204。电缆205的屏蔽件通过共模扼流圈215与内窥镜200的壳体201电隔离,并且屏蔽件不接触连接到壳体201的任何导电部分。

[0038] 共模扼流圈215包括多个非重叠绕组。多个非重叠绕组中的起始绕组与多个非重叠绕组的结束绕组分开。由于共模扼流圈215的绕组不重叠,并且起始绕组与结束绕组分开,因此存在跨越共模扼流圈215的输入引线和输出引线的最小电容。在该方面,共模扼流

圈215的核心(core)没有开口并且被选择为具有针对核心的尺寸可能的最高AL值(每匝的毫亨数)。

[0039] 图3A是共模扼流圈315的图示,共模扼流圈315是共模扼流圈215的实施例。图3B是共模扼流圈315的示意图。在该方面,电缆205包括接地线路、功率线路、四个信号线路和围绕这些线路的屏蔽件。在电缆205进入壳体201之后,接地线路和屏蔽件被绞合(twisted)在一起,使得存在六个线路:屏蔽件和接地线路的组合、功率线路和四个信号线路。

[0040] 共模扼流圈315包括第二多个导线340,在该示例中,第二多个导线340是六个导线。在被缠绕在核心320上之前,第二多个导线340绞合在一起以形成绞合导线组330。绞合导线组330具有第一引线330-1、第二引线330-2、以及第一引线330-1和第二引线330-2之间的部分。类似地,第二多个导线340中的每个导线具有第一端340-1、第二端340-2以及第一端340-1和第二端340-2之间的部分。

[0041] 绞合导线组330(有时称为导线330)围绕核心320缠绕,使得绕组不重叠。避免绕组的重叠具有若干优点。存在绕组之间产生的最小电容,并且这有助于使共模扼流圈315的输入至输出电容最小化。

[0042] 由于不存在重叠的绕组,因此不必担心由于绝缘故障导致的重叠绕组之间的电弧放电。在一个方面,共模电压约为3000伏,并且在该方面,共模扼流圈315具有28个绕组。因此,每个绕组下降约107伏,这完全在常规导线绝缘的能力范围内。因此,非重叠的绕组消除了对导线330上的绝缘失效的任何担忧。

[0043] 围绕核心320的第一绕组331(起始绕组)通过间隙321与围绕核心320的最后绕组332(结束绕组)分开。间隙321将输入引线330-1(第一引线)与输出引线330-2(第二引线)分开,这还有助于最小化共模扼流圈315的电容并且还有助于防止第一引线和第二引线之间的电弧放电。如图3A所示,围绕核心320的绕组具有字母“C”形状,其中绕组中的间隙321是字母“C”形状的开口。选择间隙321的尺寸,使得输入引线330-1和输出引线330-2之间不可能产生电弧放电。

[0044] 核心320是铁氧体环形核心或铁氧体线筒形/罐形核心。在一个方面,核心320是没有间隙的纳米晶铁氧体核心。与其他核心材料相比,该核心材料每匝提供更高的电感,这导致从输入引线330-1到输出引线330-2的杂散电容更小。在一个方面,核心320是塑料外壳中的纳米晶铁氧体核心。该核心具有如表1中的那些的属性。

[0045] 表1

标称核心尺寸		
	外径	16 mm
	内径	10 mm
	高度	6 mm
铁截面		
[0046]	A_{Fe}	0.14 cm^2
	AL	
	10 KHz	$43.0 \mu\text{H}$
	100 kHz	$10.1 \mu\text{H}$
饱和电流 I_{cm}		
	10 KHz	0.3 A
	100 kHz	0.6 A

[0047] 具有这些属性的核心可从Vacuumschmelze GMBH&Co., Gruner Weg 37, D 63450 Hanau, Germany以商品No. T6006-L2016-W403商购获得。虽然核心的尺寸在表1中给出,但是核心的横截面积是设置核心在核心饱和(其中电感下降到较低值)之前能够处理的最大电流的关键因素。如果核心具有大致相同的AL值和横截面积,则具有不同尺寸的另一个核心选择同样有效。

[0048] 共模扼流圈315的输入引线330-1中的绞合导线组中的六个导线中的每一个连接到(图2和图4A)或者耦连到(图4B)电缆205的六个导线(屏蔽件和接地线路的组合、功率线路和四个信号线)中的不同的一个。因此,输入引线330-1中的绞合导线组中的六个导线(多个导线的示例)中的每个导线耦连到电缆205的六个导线(屏蔽件和接地线路的组合、功率线路和四个信号线路)中的不同的一个。

[0049] 共模扼流圈315的输出引线330-2中的绞合导线组中的六个导线中的一个(该导线耦连到电缆205的屏蔽件和接地线路的组合)连接到地204。共模扼流圈315的输出引线330-2中的绞合导线组中的六个导线中的其他导线耦连到电路板210。

[0050] 虽然在该方面使用无间隙的纳米晶铁氧体,但是在其他方面,如果无间隙的铁氧体核心的性能特征对于手术过程期间遇到的共模电流是可接受的,并且如果在器械内存在所产生的共模扼流圈的空间,则可以使用无间隙的铁氧体核心。类似地,如果有间隙的铁氧体核心的性能特性对于手术过程期间遇到的共模电流是可接受的,并且如果在器械内存在所产生的共模扼流圈的空间,则可以使用有间隙的铁氧体核心。

[0051] 在将电缆205与壳体201电隔离中已经考虑到电光耦合器。通常,只要共模电压小于约25,000伏/微秒,电光耦合器就能正常起作用。在电弧放电的烧灼器械情况下,典型电压为3000伏,并且电弧的上升时间为约5纳秒到10纳秒,这导致约500,000伏/微秒。因此,单独的电光耦合器在存在由电弧放电的烧灼器械产生的共模电压时将不能正常工作。然而,与电光耦合器结合的共模扼流圈使共模电压衰减,使得电光耦合器正常工作。

[0052] 图4A和图4B示出了利用具有光耦合器的共模扼流圈的两种等效方式。在图4A中,共模扼流圈415A被插入在电路板210A上的电光耦合器416A和电缆205之间。在一个方面,共模扼流圈415A还被安装在电路板210A上。在图4B中,电光耦合器416B在电路板410上,并且电缆205被连接到光耦合器416B。共模扼流圈415B被连接在电光耦合器416B和电路板210之

间。

[0053] 除了共模扼流圈415A和共模扼流圈415B均小于共模扼流圈215之外,共模扼流圈415A和共模扼流圈415B以等同于共模扼流圈215的方式被构造。虽然共模扼流圈215具有几十毫亨的电感,但是共模扼流圈415A和共模扼流圈415B的每一个具有约100微亨的电感。这意味着可以使用更小的核心和更少数量的绕组。然而,绕组仍然不重叠,并且第一绕组与最后绕组分开,使得绕组具有字母“C”形状。共模扼流圈415A和共模扼流圈415B的其他方面与共模扼流圈215相同,并且因此这里不再重复。

[0054] 如本文所使用的,“第一”、“第二”、“第三”等是用于区分不同部件或元件的形容词。因此,“第一”、“第二”以及“第三”不旨在暗示部件或元件的任何排序或暗示部件或元件的任何总数量。

[0055] 以上描述和图示说明本发明的方面和实施例的附图不应当被视为限制性(权利要求限定了受保护的发明)。在不脱离本说明书和权利要求的精神和范围的情况下,可以进行各种机械、组成、结构、电气和操作上的变化。在某些情况下,未详细示出或描述公知的电路、结构和技术以避免模糊本发明。

[0056] 此外,该描述的术语不旨在限制本发明。例如,空间相对术语—例如“在…之下”、“下方”、“下部”、“上方”、“上部”、“近侧”、“远侧”等—可以用于描述如图所示的一个元件或特征与另一个元件或特征的关系。这些空间相对术语旨在包括除了附图中所示的定位和取向之外的在使用或操作中的设备的不同定位(即,位置)和取向(即,旋转放置)。例如,如果附图中的设备被翻转,则被描述为在其他元件或特征“下方”或“之下”的元件将在其他元件或特征的“上方”或“上面”。因此,示例性术语“下方”可以包括上方和下方的定位和取向两者。设备可以以其他方式被定向(旋转90度或以其他取向),并且相应地解释本文使用的空间相对描述符。同样地,沿各种轴线并围绕各种轴线的移动的描述包括各种特别设备定位和取向。

[0057] 除非上下文另有说明,否则单数形式“一”,“一个”和“该”旨在包括复数形式。术语“包括”、“含有”、“包含”等指定阐述的特征、步骤、操作、元件和/或部件的存在,但是不排除存在或添加一个或多个其他特征、步骤、操作、元件、部件和/或组。描述为耦合的部件可以电或机械地直接耦合,或者它们可以通过一个或多个中间部件间接耦合。

[0058] 所有示例和说明性参考都是非限制性的,并且不应该用于将权利要求限制在本文中描述的具体实施方式和实施例及其等同物。任何标题仅用于格式化,并且不应用于以任何方式限制主题,因为一个标题下的文本可以交叉引用或应用于一个或多个标题下的文本。最后,鉴于本公开,关于一个方面或一个实施例描述的特定特征可以应用于本发明的其他公开方面或实施例,尽管所述其他公开方面或实施例未具体地在附图中示出或在文本中描述。

[0059] 以上描述的实施例说明但不限制本公开。还应当理解,根据本公开的原理,多种修改和变体是可能的。例如,在许多方面,本文描述的设备用作单端口设备;即,完成手术过程所需的所有部件都通过单个进入端口进入身体。然而,在一些方面,可以使用多个设备和端口。

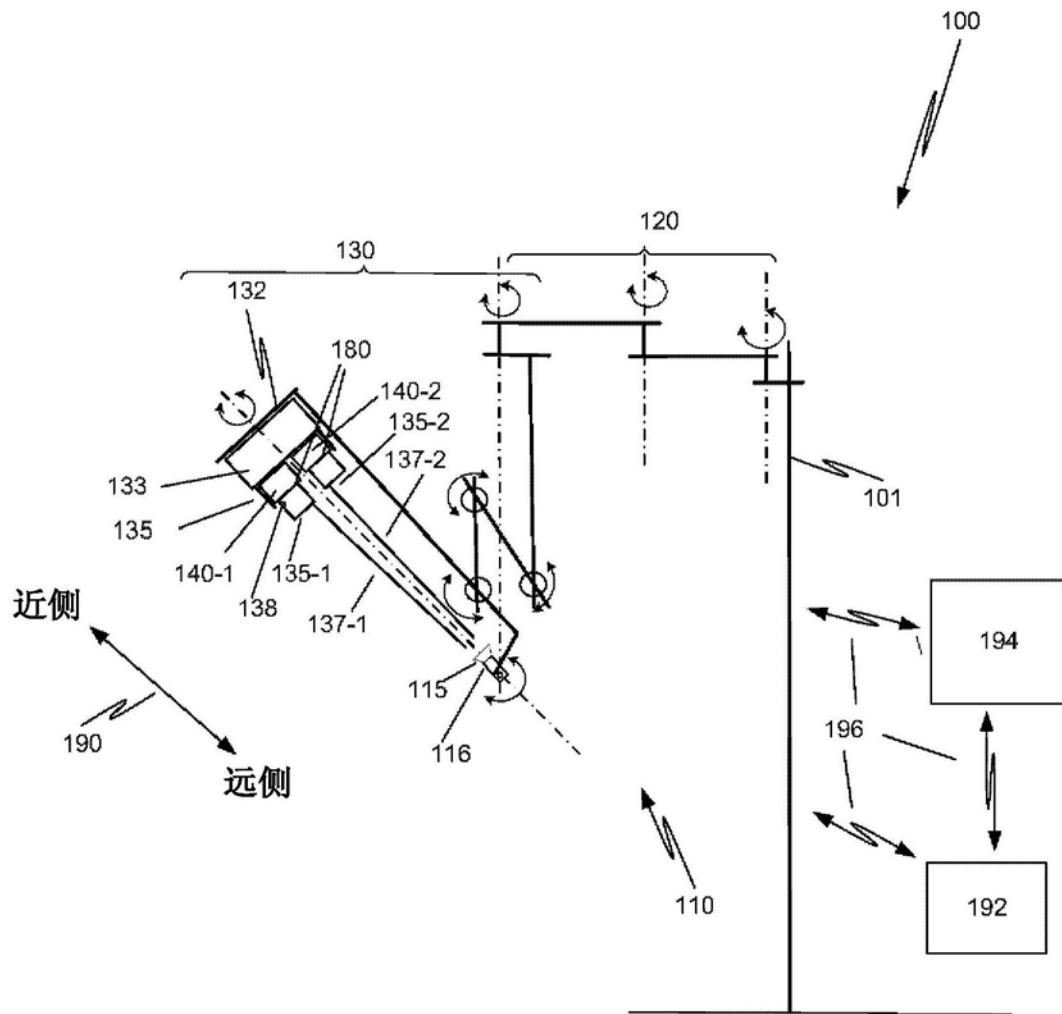


图1 (现有技术)

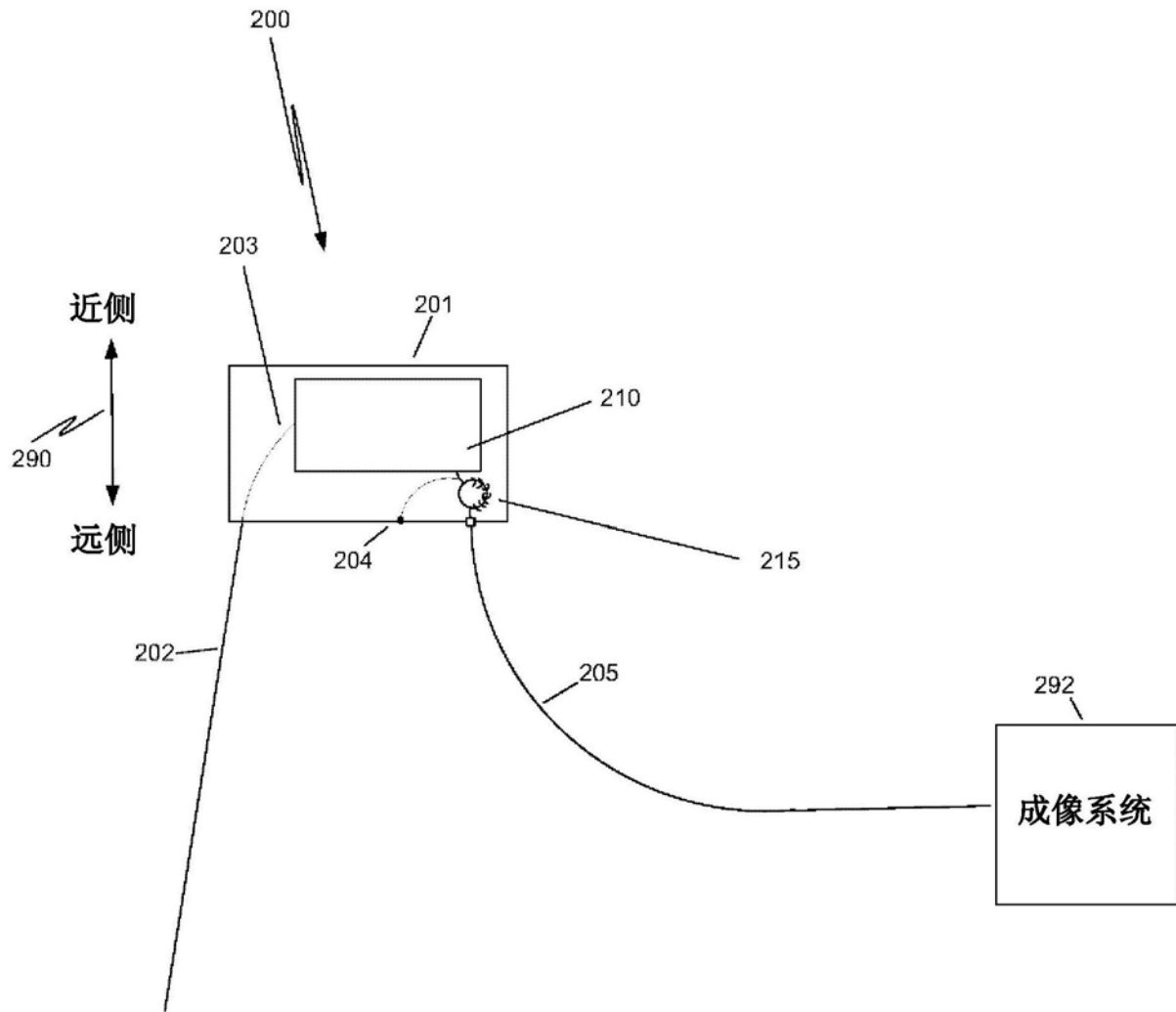


图2

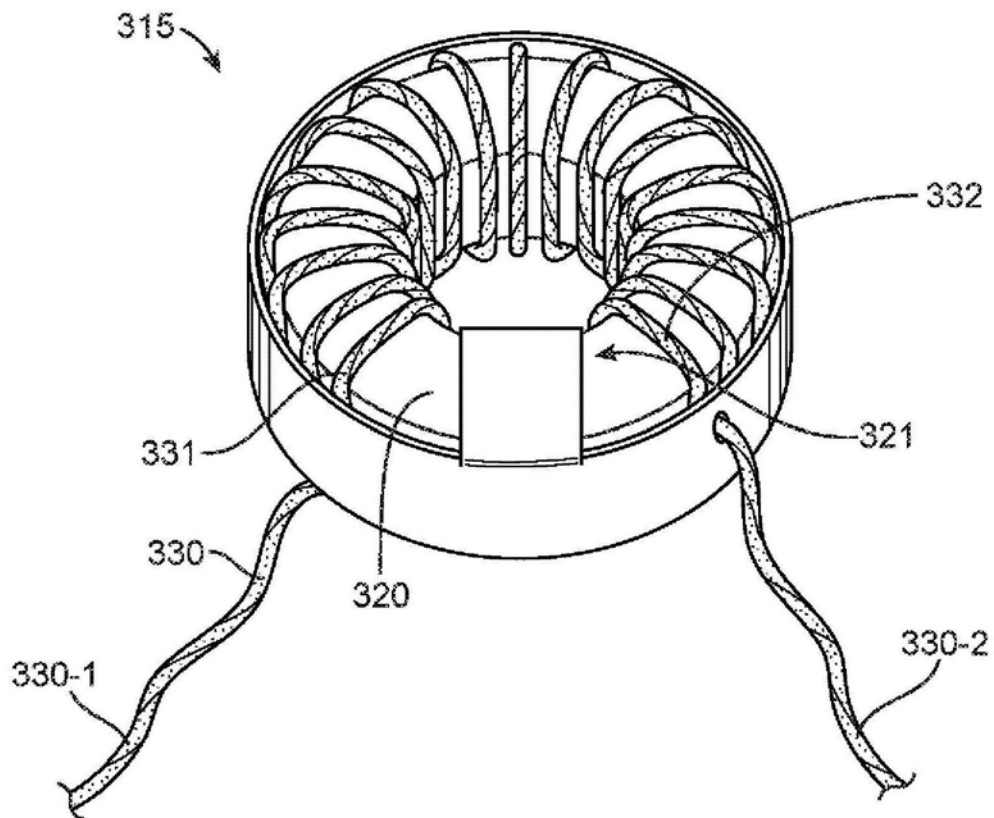


图3A

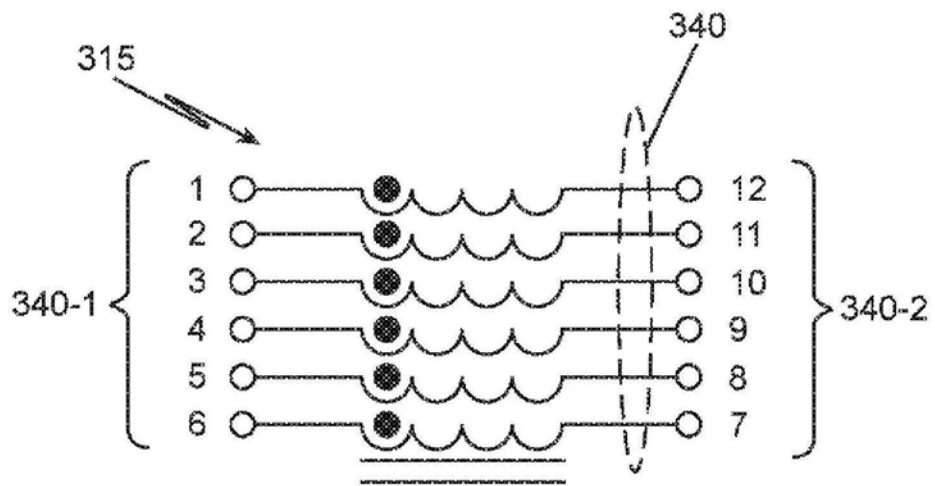


图3B

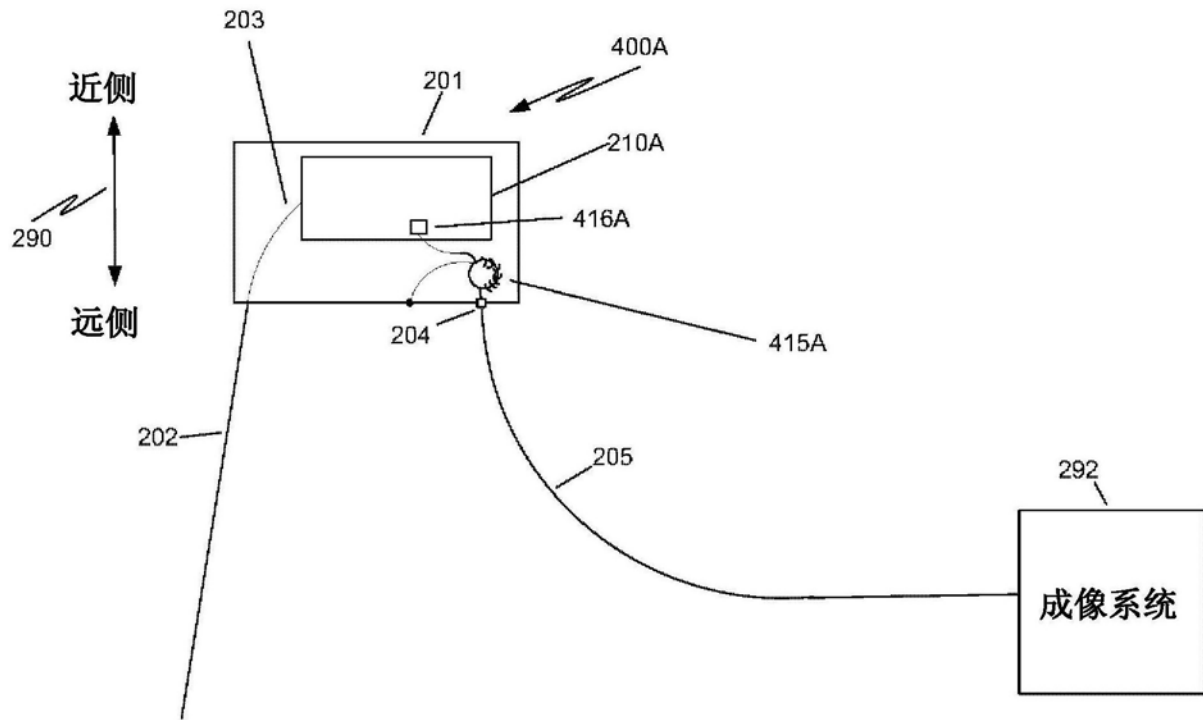


图4A

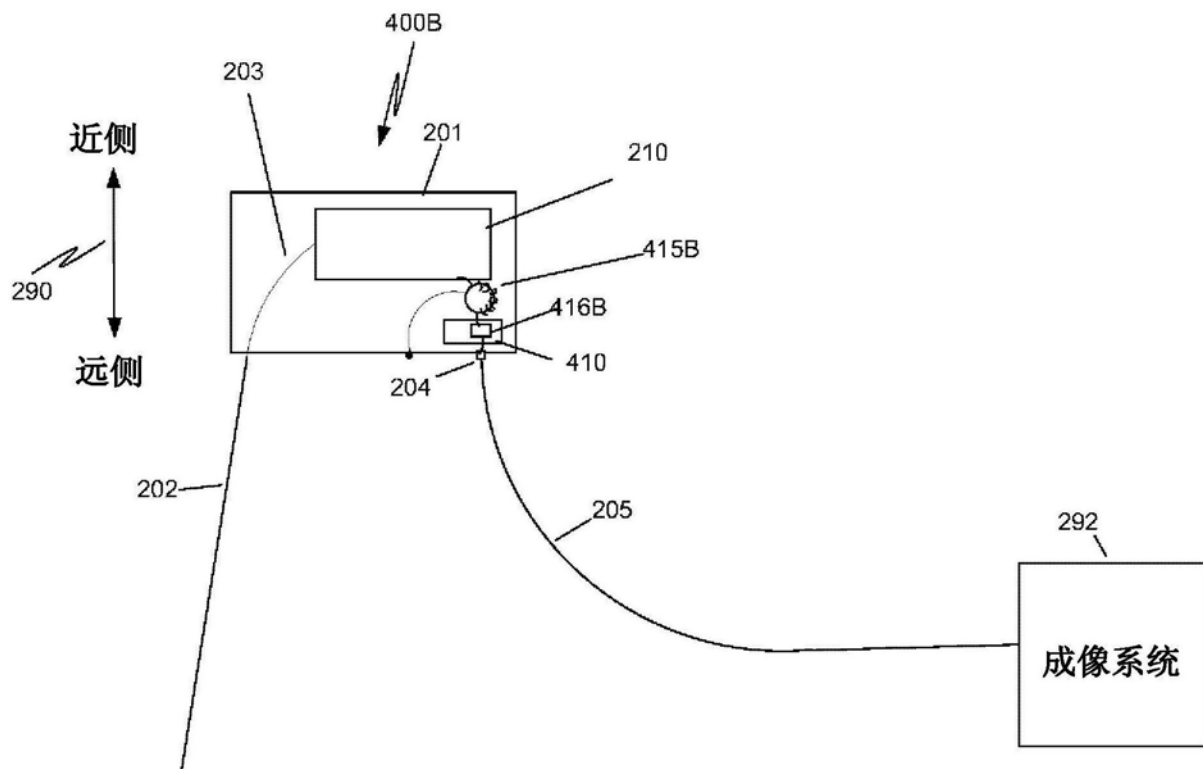


图4B

专利名称(译)	使用共模扼流圈减少内窥镜高频泄露电流		
公开(公告)号	CN108778089A	公开(公告)日	2018-11-09
申请号	CN201780019094.9	申请日	2017-01-31
[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		
发明人	A·W·彼得森 B·E·布莱尔 A·波洛斯基		
IPC分类号	A61B1/00		
代理人(译)	徐东升 孙尚白		
优先权	62/289446 2016-02-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜包括主体和安装在主体内的电路板。电缆将电路板耦连到成像系统。共模扼流圈被安装在主体内并且被配置为在烧灼频率处将电缆与主体电隔离。一种方法包括将多个导线绞合在一起以形成绞合导线组。绞合导线组围绕核心被缠绕，使得绕组不重叠，并且使得第一绕组和最后绕组彼此分开。绞合导线组中的导线被耦连到电缆中的多个导线。而且，绞合导线组中的这些导线还被耦连到电路板。

