



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110573087 A

(43)申请公布日 2019.12.13

(21)申请号 201880027563.6

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.02.12

代理人 孟杰雄

(30)优先权数据

17161491.0 2017.03.17 EP

62/464,804 2017.02.28 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.10.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/053373 2018.02.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/158064 EN 2018.09.07

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 A·W·格伦兰德 A·法齐

C·佩雷斯 A·科恩

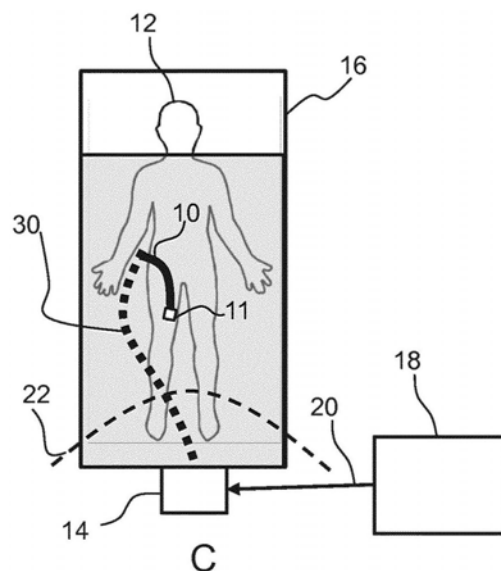
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

血管内超声成像

(57)摘要

一种延伸线缆适合于在血管内超声系统中使用。其具有用于连接到导管的第一连接器和用于连接到患者接口模块的第二连接器。线缆装置在第一和第二连接器之间提供功率传输、数据传输和数据信号处理(放大或再生)。延伸线缆使得无菌性能够在 workflow 中以时间上高效且容易的方式被维持,因为导管到延伸线缆连接可以保持在无菌环境中。



1. 一种适合于在血管内超声系统中使用的延伸线缆(30),包括:
第一连接器(36),其用于到血管内超声导管的电学和机械连接;
第二连接器(37),其用于到血管内超声患者接口模块的电学和机械连接;以及
线缆装置(32),其用于功率传输和数据传输;以及信号处理器(34;72),其处于所述第一连接器(36)与所述第二连接器(37)之间。
2. 根据权利要求1所述的延伸线缆,其中,所述信号处理器(34)包括具有增益1的电学缓冲器或具有大于1的增益的电学放大器,并且所述线缆装置(32)包括用于功率传输和数据传输两者的电缆。
3. 根据权利要求2所述的延伸线缆,其中,所述信号处理器(34)被定位于所述线缆装置(32)的第一连接器端处。
4. 根据权利要求2所述的延伸线缆,其中,所述信号处理器(34)包括被定位于所述线缆装置(32)的第一连接器端处的第一电学放大器(34)和被定位于所述线缆装置(32)的第二连接器端处的第二电学放大器(34')。
5. 根据权利要求2、3或4所述的延伸线缆,还包括阻抗匹配电路。
6. 根据权利要求2至5中的任一项所述的延伸线缆,其中,所述线缆装置(32)包括并行地形成电功率传输线缆和电学数据传输线缆的一组并行电线(50、52、54、56),其中,所述信号处理器(34)沿着所述数据传输线缆的所述电线(56)被提供。
7. 根据权利要求2至5中的任一项所述的延伸线缆,其中,所述线缆装置(32)包括承载叠加的功率信号和数据信号的组合电缆(60),其中,所述延伸线缆(30)还包括用于提取所述数据信号的分离器(64)和用于重新组合所述数据信号与所述功率信号的组合器(68),其中,所述信号处理器(34)被提供用于所提取的数据信号(66)。
8. 根据权利要求1所述的延伸线缆,其中,所述线缆装置(32)包括用于所述数据传输的光纤(70)和用于所述功率传输的电缆(52、54),并且其中,所述信号处理器包括电光转换器(72)。
9. 根据权利要求8所述的延伸线缆,其中,所述信号处理器还包括光电转换器(76),其中,所述电光转换器和所述光电转换器处于所述光纤(70)的相对端处。
10. 根据权利要求1所述的延伸线缆,其中,所述线缆装置(32)包括光纤(70),并且其中,所述信号处理器包括:组合器(90),其用于将数据信号(56)与功率信号(52)进行组合;电光转换器(94),其用于将组合信号提供给所述光纤(70)以用于所述功率传输和所述数据传输;分离器(100),其用于提取所述数据信号和所述功率信号。
11. 根据任一项前述权利要求所述的延伸线缆,包括用于为所述信号处理器供电的专用功率线(38),所述专用功率线(38)从所述第一连接器(36)和/或所述第二连接器(37)沿着所述延伸线缆延伸。
12. 根据权利要求1至10中的一项所述的延伸线缆,包括到所述线缆装置的功率传输线(40)的耦合(42)。
13. 根据权利要求1至10中的一项所述的延伸线缆,包括用于所述信号处理器的嵌入式电源(44)。
14. 根据任一项前述权利要求所述的延伸线缆(30),具有1m与5m之间的长度。
15. 一种血管内超声系统,包括:

导管(10),所述导管在其尖端处具有超声探头(11);

患者接口模块(14);以及

根据任一项前述权利要求所述的延伸线缆(30),其用于在所述导管与所述患者接口模块之间进行耦合。

血管内超声成像

技术领域

[0001] 本发明涉及用于例如活体内部的血管内超声 (IVUS) 成像的装置。

背景技术

[0002] 血管内超声 (IVUS) 成像在介入心脏学中被广泛地用于作用于人体内的患病的脉管 (诸如动脉) 的诊断工具, 以确定对处置的需要、引导介入、和/或评价其有效性。

[0003] 为了执行 IVUS 成像研究, 包含一个或多个超声换能器的 IVUS 导管被传送到脉管中并且被引导到要成像的区域。换能器发射并接收超声能量以创建感兴趣脉管的图像。超声波由于组织结构 (诸如脉管壁的各个层)、红细胞和其他感兴趣特征引起的不连续性而被部分地反射。来自反射波的回波由换能器接收并传递到 IVUS 成像系统, 所述 IVUS 成像系统通过患者接口模块 (PIM) 被连接到 IVUS 导管。成像系统处理接收到的超声信号以产生设备被放置的脉管的横截面图像。

[0004] 目前常用的 IVUS 导管有两种类型: 旋转的和固态的。对于典型的旋转 IVUS 导管, 单个超声换能器元件被定位于柔性驱动轴的尖端处, 所述柔性驱动轴在插入到感兴趣脉管中的塑料护套内旋转。换能器元件被取向为使得超声波束大致垂直于设备的轴传播。流体填充的护套保护脉管组织免受旋转的换能器和驱动杆伤害, 同时允许超声信号从换能器传播到组织中以及返回。当驱动轴旋转时, 周期性地用高压脉冲激励换能器, 以发射短超声爆发。然后, 相同的换能器监听从各种组织结构反射的返回回波。IVUS 成像系统根据换能器单次旋转期间发生的脉冲序列/采集循环来组装脉管横截面的二维显示。

[0005] 相比之下, 固态 IVUS 导管承载超声探头组件, 所述超声探头组件包括围绕被连接到一组换能器控制电路的设备的圆周分布的超声换能器阵列。换能器控制电路选择个体换能器用于发射超声脉冲和用于接收回波信号。通过逐步通过发射器-接收器对的序列, 固态 IVUS 系统能够合成机械扫描的换能器元件的效果而不移动零件。由于不存在旋转机械元件, 换能器阵列能够被放置为以最小的血管创伤风险与血液或脉管组织直接接触。此外, 因为不存在旋转机械元件, 接口被简化。固态探头能够利用简单的电缆和标准可拆卸电连接器被直接接线到成像系统。

[0006] 多个电连接器或电线沿着设备的长度延伸, 以便于信号到和从 (一个或多个) 超声换能器的通信。例如, 在一起目前的商用产品中, 七个电线沿着导管的长度在近端连接器与导管的远端部分处的超声组件之间延伸。

[0007] 血管内超声流程在特殊手术室 (所谓的包括其他模态 (介入 X 射线、经皮超声等) 的“导管室”) 中被执行。IVUS 系统能够是集成的或基于推车的。在这两种情况下, 导管被插入到患者接口模块 (PIM) 中。PIM 通常被安装到侧面床轨, 并且利用线缆被连接到后端系统。为了最小化混乱, PIM 位置是固定的, 并且线缆经常被隐藏在台下面或内。除了信号的流电隔离和电学缓冲之外, PIM 是保护患者免受 PIM 上的意外线缆拉动 (例如人绊倒线缆或意外的推车移动) 伤害的机械锚。

[0008] 在各种流程中, 需要从各种脉管的血管入口, 具有跨过身体的不同入口位置。大腿

(股骨入口)或下臂(桡骨入口)常常被使用。PIM被永久地安装在台侧上,并且其位于非无菌区的边界处,尽可能靠近通常使用的血管入口位置。

[0009] 对于流程,无菌IVUS导管利用为导管组件的一部分的1.5m线缆被插入到PIM中。通过这样做,导管的连接器变为非无菌,因为PIM在无菌区域边界处或外部。这限制了无菌区中的导管的暂时断开和存储,以在流程期间为其他仪器留有空间,这是医师的经常性需求。

[0010] 对于大多数流程,PIM的位置不是理想的:其被定位于由优选的血管入口位置与有限的导管线缆长度的组合产生的无菌区的非常边缘处。为了保持PIM无菌,其需要被覆盖有容易地移动离开或必须在介入期间被移动的无菌帷帘。台的该区域(通常在患者身体的中途)在流程期间挤满许多仪器。PIM的理想位置会在床的竖板处。此处,存在多得多的可用空间,并且无菌区的边缘远得多(例如至少50cm),使帷帘抵抗位置移动鲁邦得多。由于没有其他仪器存在于该区域中,仅意外的帷帘移动可能发生。

[0011] 在一些情况下,由于各种流程和特别针对肥胖患者的患者尺寸,1.5m导管线缆长度简单地不足以到达优选的血管入口位置,甚至从床中途的位置。实际上,医师然后去耦PIM与侧面床轨,并且将其放置在患者的顶部上。当其现在被定位于无菌区域中时;他们将其包裹在无菌屏蔽中。这对于PIM与后端之间的线缆也是需要的。包裹该线缆是笨拙的事务,需要无菌和非无菌护士将5m线缆安装在线缆形的无菌袋中而不破坏无菌性;严重影响工作流程并且如果可能的话需要被避免的工作。

[0012] 此外,通过从床轨拆下PIM,机械锚固功能已经消失,由此将患者安全性置于风险中。

[0013] 存在对于解决这些问题的IVUS系统的需要。

发明内容

[0014] 本发明通过权利要求来进行限定。

[0015] 根据依据本发明的一方面的范例,提供了一种适合于在血管内超声系统中使用的延伸线缆,包括:

[0016] 第一连接器,其用于到血管内超声导管的电学和机械连接;

[0017] 第二连接器,其用于到血管内超声患者接口模块的电学和机械连接;以及

[0018] 线缆装置,其用于功率传输和数据传输;以及信号处理器,其在第一和第二连接器之间。

[0019] 该延伸线缆适合于在超声导管与患者接口模块之间使用。其使得无菌性能够在 workflows 中以时间上高效且容易的方式被维持,同时还提供机械锚固。具体地,导管能够保持在无菌区域中,并且延伸线缆替代地跨过无菌边界。因此,导管可以与延伸线缆断开和重新连接而不损害无菌性。导管可以例如在无菌区中被断开,从而实现导管在不同位置中的暂时存储。

[0020] 延伸线缆还允许PIM与后端之间的线缆中的更多设计自由。具体地,延伸线缆使得患者与PIM之间的最大长度能够被增加。例如,单个电缆中的具有数字输出、高速数字连接并且具有电源功能的PIM实际上可以被限制于3m,而达5m的线缆长度对于移动IVUS系统会是优选的。通过实现导管与PIM之间的更大线缆长度,PIM可以被定位得更靠近移动IVUS后端系统(信号处理发生在其中),从而实现更短的PIM-后端互连线缆的使用,具体地通过延

伸患者-PIM(导管侧)线缆而非PIM-后端(后端侧)线缆。

[0021] 所述信号处理器可以包括具有增益1的电学缓冲器或具有大于1的增益的电学放大器,并且所述线缆装置包括用于功率传输和数据传输的电缆。这提供了全电解决方案,其中,所述线缆装置在导管与患者接口模块之间中继信号。

[0022] 所述信号处理器例如被定位于电缆的第一连接器端处。因此,只要导管信号被接收,其就提供导管信号的信号放大或缓冲。

[0023] 所述信号处理器可以包括被定位于所述电缆的第一连接器端处的第一电学放大器和被定位于所述电缆的第二连接器端处的第二电学放大器。这可以进一步改进信号放大,并且还用来提供阻抗匹配。还可以提供阻抗匹配电路。

[0024] 线缆装置一般可以承载至少功率信号和数据信号,其中,所述信号处理器被布置用于处理数据信号。

[0025] 一般来说,仅数据信号需要放大(或缓冲);功率信号不需要。因此,该实施例提供了信号处理(即缓冲或放大)资源仅被有效地引导到需要放大的信号而不被引导到不需要放大的信号的信号的优点。这改进了线缆中的信号处理的效率。

[0026] 在一个电学装置中,所述线缆装置包括并行地形成电功率传输线缆和电学数据传输线缆的一组并行电线,其中,所述信号处理器沿着所述数据传输线缆的电线被提供。电功率传输线缆可以承载功率信号;电学数据传输线缆可以承载数据信号。

[0027] 因此可以存在多个电线,诸如数据、功率、控制和接地,并且为数据线提供信号处理(缓冲或放大)。这尤其改进了信号处理的效率,如上面描述的。

[0028] 在另一电学装置中,线缆装置包括承载叠加的功率和数据信号的组合电缆,其中,所述延伸线缆还包括用于提取数据信号的分离器 and 用于重新组合数据信号与功率信号的组合器,其中,所述信号处理器被提供用于所提取的数据信号。

[0029] 这减少了线缆装置中所需的电线的数量。信号处理(即缓冲或放大)被应用于数据信号。因此,该装置有利地减少了线缆装置中所需的线的数量,从而降低成本和体积,同时确保信号处理资源(即放大或缓冲)保持仅被引导到真实需要放大的信号(即数据信号)的处理。

[0030] 线缆装置可以是混合的电学和光学装置。例如,线缆装置可以包括用于所述数据传输的光纤和用于所述功率传输的电缆,并且其中,所述信号处理器包括电光转换器。信号处理器然后提供信号成形和质量改进作为电光转换的一部分,而非通过电学放大。

[0031] 如果其包括所需的光电转换,则光纤的输出处的光学信号可以被直接提供给PIM。备选地,所述信号处理器还可以包括光电转换器,其中,所述电光转换器和所述光电转换器在所述光纤的相对端处。延伸线缆然后呈现等价于从导管接收的电学输入的电学输出。

[0032] 线缆装置可以替代地为实质上光学装置。所述线缆装置例如可以包括光纤,并且其中,所述信号处理器包括组合器、电光转换器、光电转换器和分离器,所述组合器用于组合数据信号与功率信号,所述电光转换器用于为用于所述功率传输和所述数据传输的所述光纤提供组合信号,所述分离器用于提取所述数据信号和所述功率信号。以此方式,延伸线缆还提供光功率传递。

[0033] 所述延伸线缆可以包括用于为所述信号处理器供电的专用功率线,所述专用功率线从第一和/或第二连接器沿着所述延伸线缆延伸。导管与PIM之间的电源然后不被中断,

并且延伸线缆可以简单地用作功率线连接器。

[0034] 备选地,可以为所述线缆装置的功率传输线提供耦合。以此方式,功率从现有的功率线抽取,以供应信号处理器。

[0035] 在另一装置中,嵌入式电源被提供用于所述信号处理器。

[0036] 所述延伸线缆可以具有在1m和5m之间的长度。这足以以为PIM的定位提供灵活性,同时将延伸线缆与导管之间的连接保持在无菌区域中。

[0037] 本发明还提供了一种血管内超声系统,包括:

[0038] 导管,所述导管在其尖端处具有超声探头;

[0039] 患者接口模块;以及

[0040] 如上面限定的延伸线缆,其用于在导管和患者接口模块之间进行耦合。

[0041] 患者接口模块然后经由另一线缆连接到后端系统(控制台)。

附图说明

[0042] 本发明的范例现在将会参考附图来进行描述,其中:

[0043] 图1A示出了进入患者的大腿的超声导管的典型布置;

[0044] 图1B示出了短的导管长度意味着医师有时可能将PIM放置在患者上;

[0045] 图1C示出了通过本发明的延伸线缆实现的装置;

[0046] 图2示出了超声导管与PIM之间的有源延伸线缆的大致架构;

[0047] 图3示出了具有两个放大器的系统;

[0048] 图4A示出了由专用功率线从PIM提供功率的放大器;

[0049] 图4B示出了使用现有功率线向后兼容的第一备选方案;

[0050] 图4C示出了使用嵌入式电源向后兼容的第二备选方案;

[0051] 图5示出了由导管输出并且因此需要被延伸线缆延伸的电信号的范例;

[0052] 图6示出了具有数据和功率传输的叠加的由导管输出的电信号的范例;

[0053] 图7示出了提供电功率线以及用于承载数据的光纤的混合设计;

[0054] 图8示出了光纤信号被直接提供给PIM的另一变型;并且

[0055] 图9示出了实质上为全光学的另一变型。

具体实施方式

[0056] 本发明提供了一种适合于在血管内超声系统中使用的延伸线缆。其具有用于连接到导管的第一连接器和用于连接到患者接口模块的第二连接器。线缆装置在第一和第二连接器之间提供功率传输、数据传输和数据信号处理(放大或再生)。所述延伸线缆使得无菌性能够在 workflow 中以时间上高效且容易的方式被维持,因为导管到延伸线缆连接可以保持在无菌环境中。

[0057] 图1A示出了进入患者12的大腿的超声导管10的典型布置。导管在其尖端处具有超声探头11。导管10连接到患者接口模块(PIM)14,患者接口模块(PIM)14被附接到患者床16的侧轨。PIM通过电缆20连接到后端处理器18。线22表示无菌环境与非无菌环境之间的边界。

[0058] 图1B示出了短的导管长度(通常1.5m)意味着医师有时可能将PIM14放置在患者上

以使其更靠近导管进入点。当PIM从非无菌环境被移动时,其必须被装在全菌袋24中。

[0059] 图1C示出了通过本发明的延伸线缆实现的装置。延伸线缆30是有源的,其中,其包括信号处理。其被放置在导管10与PIM14之间。通过这样做,PIM能够被定位在床的竖板处、在所有流程的相同位置处和在距无菌区的边缘22的更实质距离处。

[0060] 延伸线缆30内的有源信号处理使得IVUS导管能够维持信号完整性。延伸线缆30本身是无菌的,类似于导管,因此不存在对将全菌袋放置在其周围的需要。其能够是一次性的(如导管),或其可以是能够被灭菌的线缆。

[0061] 此外,导管10与延伸线缆30之间的连接被定位于无菌区中,使得暂时拔掉导管并且将其存储在一些其他地方而不损害无菌性是可能的。

[0062] 延伸线缆的典型长度是3m,但是其能够更长或更短,例如在1m至5m的范围内。

[0063] 图2示出了超声导管10与PIM14之间的有源延伸线缆30的大致架构。

[0064] 其包括能够(从导管和朝向导管)传输感兴趣信号的线缆装置32、补偿由延伸线缆产生的信号质量损失的信号处理器34和连接器。第一连接器36用于连接到导管10,并且第二连接器37用于连接到PIM14。连接器可以对应于现有的PIM和导管连接器,使得连接器36与PIM的连接端口相同,并且连接器37与导管的连接端口相同。两个连接器因此具有相反的性别,因此一个连接器是公的(其可以被认为是连接器)并且另一个是母的(其可以被认为是接受器)。性别的任何任意组合能够被使用,只要延伸线缆能够被插入在导管与PIM之间而无需另外的添加。

[0065] 如将会在下面讨论的,延伸线缆可以是完全电学的,否则其可以包括光学信号传输介质,即光纤。将首先描述电学实施方式。

[0066] 用于电学实施方式的信号处理器包括放大器。放大器可以具有增益1,使得其仅用作信号再生缓冲器,否则其可以具有更高的放大。术语“放大器”应当被相应地理解。除了添加增益或提供信号再生之外,信号处理器还可以用作阻抗变换单元,以将阻抗匹配到期望的水平。一般来说,基于射频的系统中的布线被设计为具有用于最佳信号传输的特定阻抗(通常50或75欧姆)。

[0067] 放大器或缓冲器实施这种阻抗匹配以考虑由延伸线缆引入的额外线缆长度,并且出于该目的,其具有阻抗匹配电路。放大器保证额外线缆长度上的信号完整性。

[0068] 对于血管内超声应用,PIM侧处的连接器37需要具有大于4级的抵抗湿气的防护等级(IP)以用于安全操作。对于在流程期间被定位于患者的顶部上的导管侧处的连接器36,可能需要更高的IP级别,例如7级或更大以实现液体中的沉浸。

[0069] 放大器34可以被定位在线缆中的任何地方。然而,将其放置得最靠近导管(例如作为连接器36的一部分)将会实现延伸线缆对信号质量的最小影响。

[0070] 由导管的换能器元件提供的电信号通常具有在10-30MHz的范围内的频率内容(加上更高谐波)。由于在现有导管中使用的微型同轴线缆和连接器,目前的1.5m导管线缆由于寄生电学部件而处于其长度极限。无源延伸线缆会将带宽降至可接受极限之下。

[0071] 图3示出了第二放大器34'可以被提供在第二连接器端以进一步改进信号质量和阻抗匹配。下面利用第一连接器端处的信号缓冲或放大描述的所有范例都可以被延伸有第二连接器端处的信号缓冲或放大。

[0072] 放大器是需要功率来操作的有源块。

[0073] 图4示出了为放大器(和其他信号处理功能)供电的可能方式。

[0074] 图4A示出了由专用功率线38从PIM14供电的放大器34。该专用的额外功率线不是目前的PIMs的特征,因此将会被实施有新的PIM。额外功率线38可以替代从导管侧来提供(即使原始电源在PIM处)。然而,延伸线缆不需要对导管或现有PIM的修改。

[0075] 图4B示出了向后兼容的第一备选方案。导管是本身由PIM供电的有源设备,因此延伸线缆已经正在PIM与导管之间提供功率。例如,延伸线缆包括功率线40,并且延伸线缆能够通过具有到功率线的耦合42从导管功率线40汲取功率。通过确保放大器34的功率消耗小并且电源具有足够的余量来容纳该额外功率而不损害导管功能性,这是可能的。

[0076] 图4C示出了了向后兼容的第二备选方案。延伸线缆具有嵌入式电源44用于信号放大器34。嵌入式电源44可以包括被嵌入在延伸线缆中的电池或超级电容器。这种装置能够用来最小化由放大器添加或当导管电源不允许功率的抽取时的噪声或失真。

[0077] 在图4中,示出了单个信号线。当然,可以存在单个或多个线。

[0078] 下面描述的所有范例基于功率正从延伸线缆的现有功率线抽取来示出,如在图4B中示出的。然而,其可以适合于利用专用功率线或嵌入式电源。

[0079] 沿着延伸线缆并且由此线缆本身中的电线延伸的信号能够以各种配置进行布置。信号能够在多个电线(并行)之间分离,或能够被超定位在单个电线对上。

[0080] 图5示出了针对具有并行信号线的所有电学实施方式的由导管输出并且因此需要由延伸线缆30延伸的电信号的范例。

[0081] 信号包括在控制线50上承载的控制信号或一组控制信号。控制信号控制信号例如提供错误消息、警告、时钟信号、触发信号等。控制线50可以是用于不同类型的控制信号的单个线或多个线。

[0082] 高功率轨被承载在功率线52上,接地信号被承载在接地线54上,并且一组并行数据线56提供数据信号。线缆因此是多芯线缆,以提供控制、触发、时钟、功率、数据和接地(用于屏蔽)的功能。信号能够在并行的多于一个电线(诸如高和低功率线)上面行进,并且数据能够被提供为单端的或差分编码的。数据信号是接收的回波信号。

[0083] 一般来说,数据信号需要放大,而控制信号不需要,因为其对噪声远不那么敏感。然而,任何信号可以被选择为被放大或否则被信号处理器处理。在图5中,仅数据线56被提供给信号处理器,但是这仅仅是范例。

[0084] 图6示出了针对具有数据和功率传输的叠加的所有电学实施方式的由导管输出并且因此需要由延伸线缆30延伸的电信号的范例。

[0085] 功率和数据被组合在单个总线60上,单个总线60任选地伴随有单独的或多个控制线62。图6示出了用于提取数据信号66和向前传送功率信号67的分离器64、以及用于重新组合放大或缓冲之后的数据信号66与功率信号67的组合器68。

[0086] 以此方式,功率和数据信号是分离的。这可以例如在AC/DC叠加的情况下利用交叉网络。功率被示为从功率信号67汲取以为信号处理器34供电。接地线再次被示为在光纤旁边行进的54。

[0087] 图7示出了提供电功率线(功率轨52和接地54)以及用于承载数据的光纤70的混合设计。

[0088] 数据被电学地放大,但是使用电光转换器72转换到光学域中。如果在电光转换之

前需要的话,单元74中还任选地存在电信号处理。

[0089] 在沿着延伸线缆传输之后,存在使用光电转换器76和任选地单元78中的电信号处理的返回到电学域中的转换。信号处理例如包括导管端处的模数转换和PIM端处的数模转换。信号处理还可以包括阻抗匹配。

[0090] 已知光学数据传输具有非常低的损失。用于电光转换的光学编码器可以被实施为任何高速光源,诸如LED或垂直腔面发射激光器(VCSEL)。两者能够使功率高效并且小到足以安装到连接器内。在该范例中,控制信号和功率保持在电学域中,并且利用光纤被馈送到混合线缆32中。

[0091] 图8示出了光纤信号被直接提供给PIM的另一变型。这对于能够直接接收数字光学信号的数字PIM会是可能的。

[0092] 除了混合电-光系统之外,实质上为全光学的系统也是可能的,如在图9中示出的。

[0093] 功率线52和数据线(或多个数据线)56被提供给组合器90。组合的信号然后在处理单元92中被处理,并且被电光转换器94转换为光学信号。

[0094] 接地线54依然是电学线。

[0095] 在光纤70上面的传输之后,存在光电转换器96中的光电转换、单元98中的信号处理,以及然后在分离器100中的分离以产生所需的一组到PIM的电输入。

[0096] 在该范例中,控制信号和功率信号是光学以及数据信号,并且利用光纤被馈送到混合线缆32(其包括电学接地连接)内。

[0097] 光功率传输例如在W02014072891A1中进行描述,并且是用于导管的有前景的技术。

[0098] 由导管承载的超声探头可以例如包括压电锆酸盐(PZT)固态换能器、电容式微机械超声换能器(CMUT)、和/或压电微机械超声换能器(PMUT)。超声系统可以是旋转的或静态的。

[0099] 导管设计还未被详细地描述,因为其设计不需要被改变来实施本发明。导管可以包括成像芯和外导管/护套组件。后端系统18例如包括成像系统,其可以是相控阵列超声成像系统。

[0100] 在高水平处,导管从设备的尖端处的超声探头发射超声能量。超声能量被探头周围的组织结构反射,并且来自组织的回波信号被超声探头接收和放大。PIM转发接收的信号,并且可以在将信号传输到后端系统(控制台)之前执行初步信号处理。PIM例如执行数据的放大、滤波和/或聚集。PIM还可以供应高和低电压DC功率以支持超声探头内的电路的操作。

[0101] 导管可以包括导丝离开端口以实施快速交换导管。导丝离开端口允许导丝朝向远端被插入,以便引导设备通过脉管。

[0102] 系统可以例如用于对以下进行成像:肝脏、心脏、肾脏、胆囊、胰腺、肺;管道;肠;神经系统结构,包括脑、硬膜囊、脊髓和外围神经;泌尿道;以及血液或身体的其他系统内的瓣膜。除了对天然结构成像之外,图像也可以包括对人造结构成像,例如但不限于被定位在身体内的瓣膜、支架、分流器、过滤器和其他设备。导管还可以包括在远端尖端附近的可膨胀球囊部分。

[0103] 延伸线缆可以用于导管与PIM之间的任何数量的电线。一个已知范例是四电线系

统。低数量的电线允许IVUS导管具有更好的挠曲半径,因为其经历曲折的通路,并且更重要地降低电线或焊接破坏的风险。

[0104] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

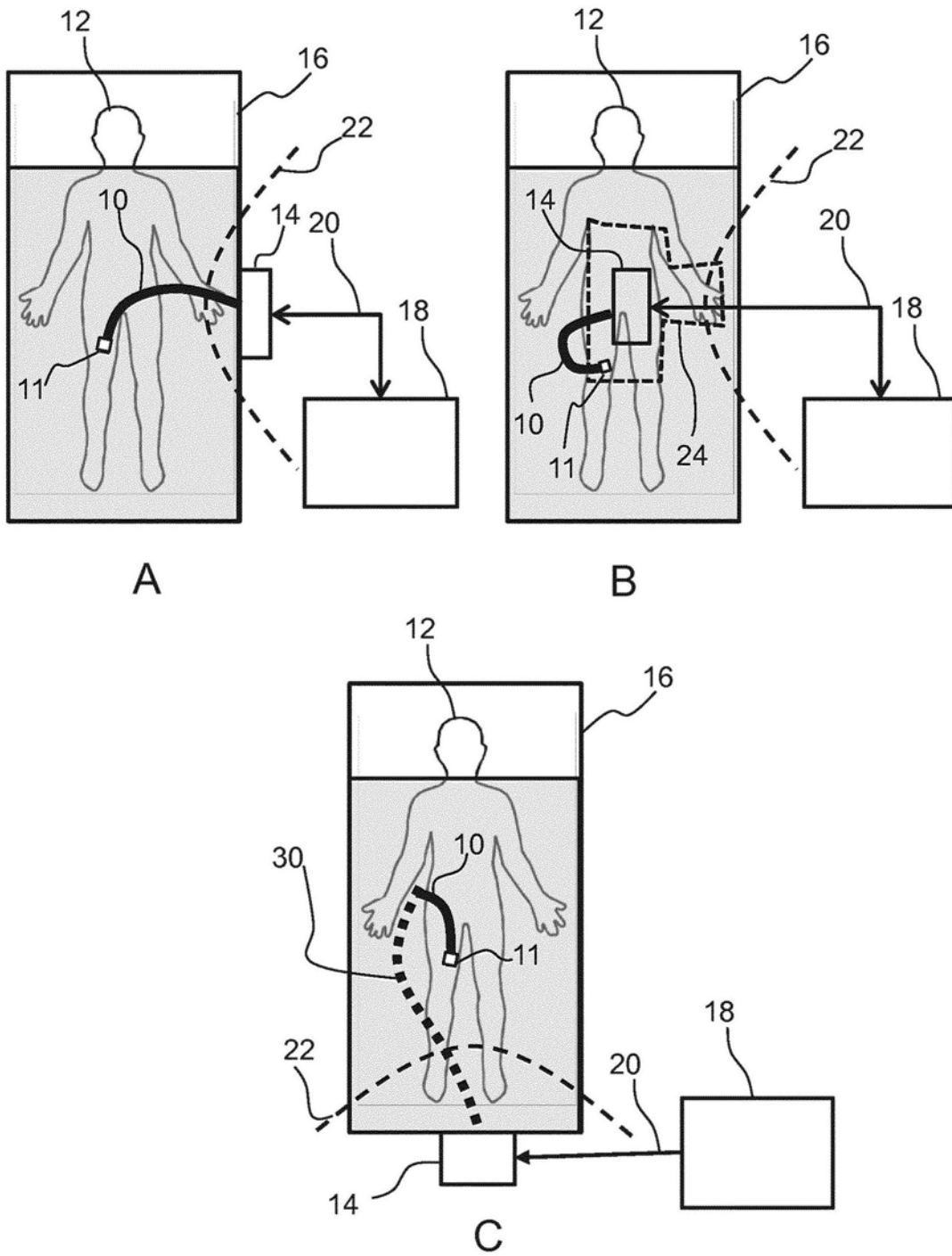


图1

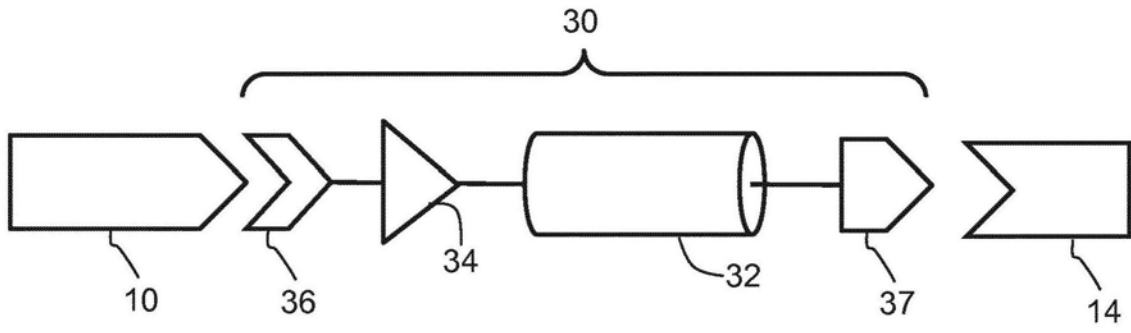


图2

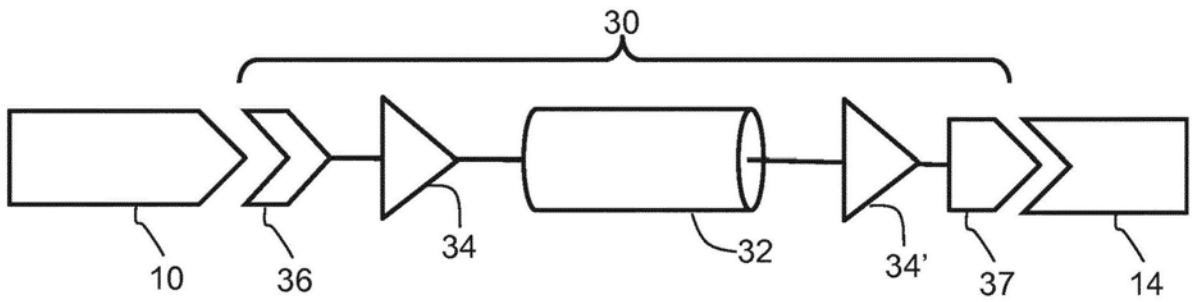


图3

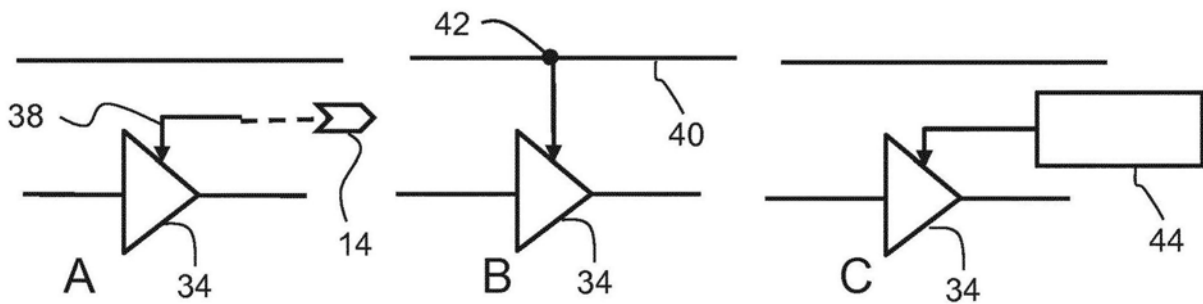


图4

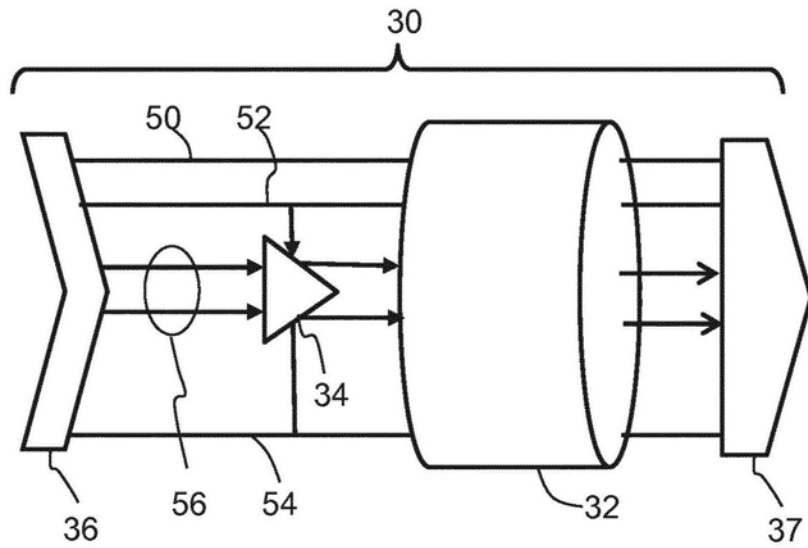


图5

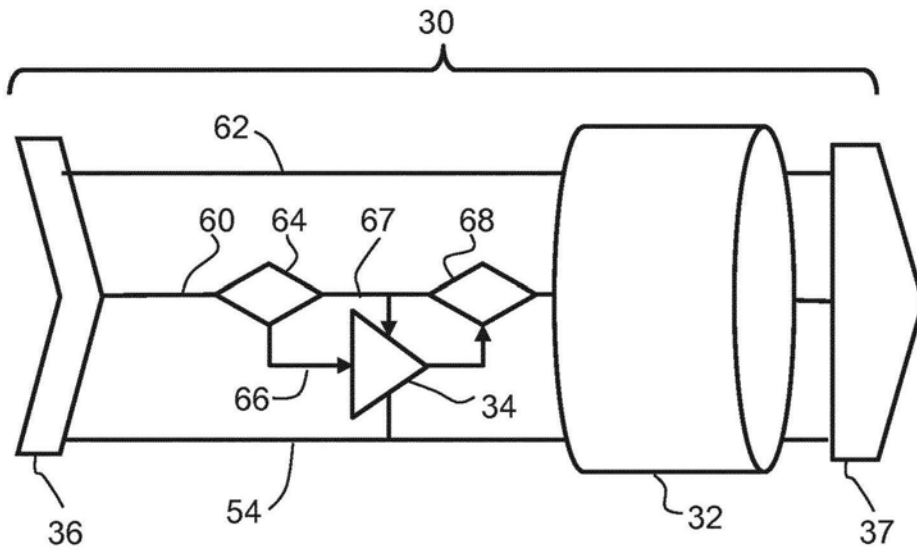


图6

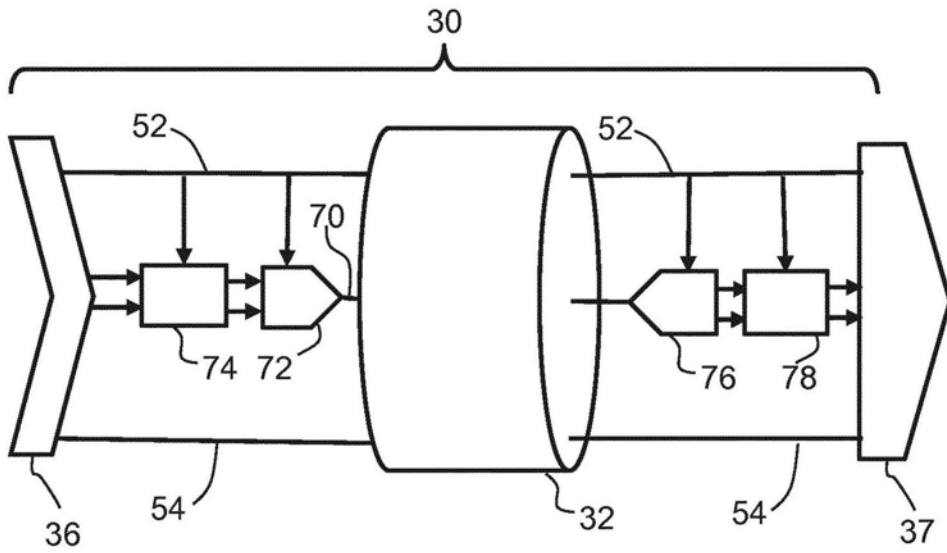


图7

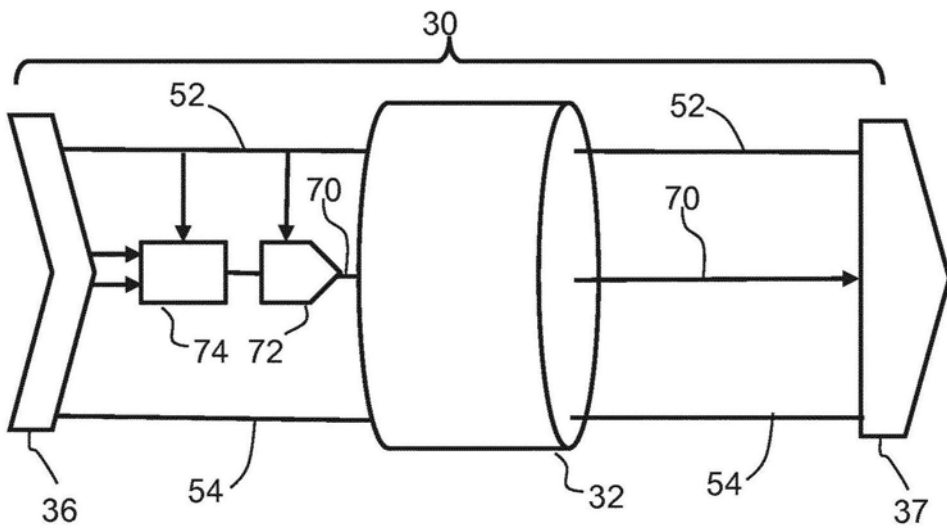


图8

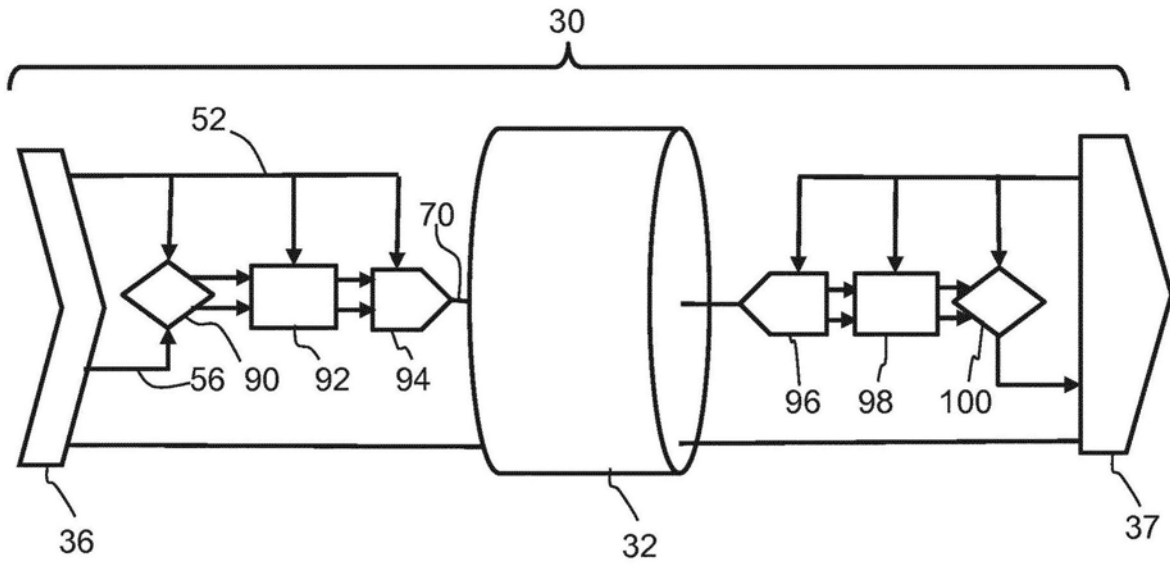


图9

专利名称(译)	血管内超声成像		
公开(公告)号	CN110573087A	公开(公告)日	2019-12-13
申请号	CN201880027563.6	申请日	2018-02-12
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	AW格伦兰德 A法齐 C佩雷斯 A科恩		
发明人	A·W·格伦兰德 A·法齐 C·佩雷斯 A·科恩		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/56		
优先权	2017161491 2017-03-17 EP 62/464804 2017-02-28 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种延伸线缆适合于在血管内超声系统中使用。其具有用于连接到导管的第一连接器和用于连接到患者接口模块的第二连接器。线缆装置在第一和第二连接器之间提供功率传输、数据传输和数据信号处理(放大或再生)。延伸线缆使得无菌性能够在 workflows 中以时间上高效且容易的方式被维持，因为导管到延伸线缆连接可以保持在无菌环境中。

