



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111372522 A

(43)申请公布日 2020.07.03

(21)申请号 201880074831.X

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.10.11

代理人 孟杰雄

(30)优先权数据

62/574655 2017.10.19 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.05.19

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/077764 2018.10.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/076731 EN 2019.04.25

(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 C·佩雷斯 S·S·罗兹

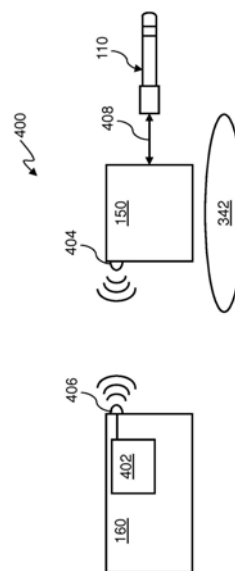
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54)发明名称

使用无线充电的无线数字患者接口模块

(57)摘要

提供了用于管腔内超声成像的系统、设备和方法。管腔内超声成像系统可以包括与管腔内设备通信的患者接口模块(PIM),所述管腔内设备包括超声成像部件并且定位在患者的体腔内。PIM可以接收来自所述管腔内设备的超声回波信号,沿着差分信号路径发送所述超声回波信号,并且将所述超声回波信号数字化。PIM可以将超声无线地发送到处理系统。PIM可以利用诸如感应充电系统的无线充电系统来供电。



1. 一种感测系统,包括:

患者接口模块(PIM),其通信地设置在处理系统与被配置为被定位在患者的身体内的感测设备之间,所述PIM包括发射器、模数转换器(ADC)、通信设备,其中,所述PIM被配置为由无线充电系统供电,其中,所述PIM被配置为:

利用所述发射器将第一信号发送到所述感测设备;

从所述感测设备接收与所述第一信号相关联的测量信号;

利用所述ADC将所述测量信号进行数字化;并且

经由所述通信设备将数字化的测量信号无线地发送到所述处理系统。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述感测设备是管腔内超声设备,所述管腔内超声设备被配置为被定位在所述患者的体腔内,并且其中,所述测量信号是超声回波信号。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述处理系统被配置为生成表示所述超声回波信号的管腔内超声图像并且将所述管腔内超声图像显示在与所述处理系统通信的显示设备上。

4. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述无线充电系统包括被设置在所述PIM内的可再充电电池和Qi感应充电底座。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述PIM当被连接到所述Qi感应充电底座时不发送或者接收信号。

6. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述PIM包括当被连接到所述Qi感应充电底座时防止利用所述PIM接收或者传送信号的开关。

7. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述PIM还被配置为由充电线缆供电。

8. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述PIM还包括与所述发射器、所述ADC和所述通信设备通信的控制器。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述控制器是现场可编程门阵列(FPGA)。

10. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述管腔内超声设备包括:

可旋转柔性细长驱动线缆,其包括近端部分和远端部分;以及

超声元件,其被设置在所述驱动线缆的所述远端部分处并且被配置为在旋转时获得所述体腔的成像数据。

11. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述管腔内超声设备是被配置为被定位在血管内的血管内超声(IVUS)设备。

12. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述超声回波信号在差分信号路径上行进到所述PIM内的所述ADC。

13. 根据权利要求12所述的系统,其中,所述差分信号路径包括一个或多个放大器和带通滤波器。

14. 一种感测方法,包括:

利用无线充电系统对通信地设置在感测设备与处理系统之间的患者接口模块(PIM)进行供电;

使用所述PIM的发射器通过当所述感测设备被定位在患者的身体内时将第一信号发送到所述感测设备来控制所述感测设备;

利用PIM从所述感测设备接收与所述第一信号相关联的测量信号;

利用所述PIM中的ADC将所述测量信号进行数字化;并且
经由无线通信设备将数字化的测量信号发送到所述处理系统。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中,所述感测设备是管腔内超声设备,所述管腔内超声设备被配置为被定位在所述患者的体腔内,并且其中,所述测量信号是超声回波信号。

16. 根据权利要求15所述的方法,还包括利用与所述处理系统通信的显示设备来显示表示所述超声回波信号的管腔内超声图像。

17. 根据权利要求16所述的方法,还包括通过所述PIM根据所述显示设备的图像显示格式将所述超声回波信号进行格式化。

18. 根据权利要求14或15所述的方法,其中,所述无线充电系统包括被设置在所述PIM内的可再充电电池和Qi感应充电底座。

19. 根据权利要求18所述的方法,还包括当所述PIM被连接到所述Qi感应充电底座时防止由所述PIM对信号的发送。

20. 根据权利要求15所述的方法,还包括沿着差分信号路径将所述超声回波信号发送到所述PIM内的所述ADC。

21. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述管腔内超声设备包括:

可旋转柔性细长驱动线缆,其包括近端部分和远端部分;以及

超声元件,其被设置在所述驱动线缆的所述远端部分处并且被配置为在旋转时获得所述体腔的成像数据。

22. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述管腔内超声设备是被配置为被定位在血管内的血管内超声 (IVUS) 设备。

使用无线充电的无线数字患者接口模块

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及管腔内成像,并且特别地涉及利用患者接口模块(PIM)接收并且转换成像信号。PIM可利用无线功率系统供电。PIM可以被配置为将信号无线地传递到处理系统。

背景技术

[0002] 血管内超声(IVUS)成像在介入心脏病学中广泛被用作诊断工具以用于评估人体内的患病血管(诸如动脉)以确定对处置的需要,引导介入和/或评估其有效性。包括一个或多个超声换能器的IVUS设备被传递到血管中并且被引导到要成像的区域。换能器发射具有高于2MHz的频率的超声能量以创建感兴趣血管的图像。超声波由产生于组织结构(诸如血管壁的各种层)、红血球和其他感兴趣特征的不连续性部分地反射。来自反射波的回波由换能器接收并且传递到IVUS成像系统。成像系统处理接收到的超声回波以产生其中放置设备的血管的截面图像。

[0003] IVUS导管可以包括旋转设备。对于典型的旋转IVUS导管,超声换能器元件被定位在插入到感兴趣血管中的塑料护套内部自旋的柔性驱动轴的尖端处。对换能器元件进行取向,使得超声波束传播到组织中并且回来。换能器然后监听从各种组织结构反射的返回回波。返回回波通常沿着单个模拟信道发送到IVUS处理系统。这些发送能够易于可能降低与发送相关联的IVUS图像的质量的电学噪声和电磁耦合干扰。此外,现有IVUS系统通常要求昂贵并且复杂的定制线缆以在超声换能器元件与处理系统之间发送信号。此外,现有IVUS系统通常由降低其便携性的大的线缆供电。由于功率要求对于这些系统中的许多系统是高的,因此它们还要求隔离部件来保护患者。因此,存在IVUS成像系统中的改进的需要。

发明内容

[0004] 提供了用于管腔内超声成像的系统、设备和方法。管腔内超声成像系统可以包括与被定位在患者的体腔内的管腔内设备通信的患者接口模块(PIM)。PIM可以接收超声回波信号,沿着差分信号路径发送超声回波信号,并且数字化超声回波信号。超声回波信号可以无线地发送到处理系统。PIM可以由无线充电系统(诸如感应充电系统)供电。

[0005] 本公开的实施例提供一种管腔内超声成像系统,其可以包括:患者接口模块(PIM),其通信地设置在处理系统与被配置为被定位在患者的体腔内的管腔内超声设备之间,PIM包括发射器、模数转换器(ADC)、通信设备,其中,PIM被配置为由无线充电系统供电,其中,所述PIM被配置为:利用所述发射器将第一信号发送到所述管腔内超声设备;从所述管腔内超声设备接收与所述第一信号相关联的超声回波信号;利用ADC将所述超声回波信号数字化;并且经由所述通信设备将所述超声回波信号无线地发送到所述处理系统。

[0006] 在一些实施例中,所述处理系统被配置为生成表示所述超声回波信号的管腔内超声图像并且将所述管腔内超声图像显示在与所述处理系统通信的显示设备上。所述无线充电系统可以包括被设置在所述PIM内的可再充电电池和Qi感应充电底座。所述PIM当连接到

所述Qi感应充电底座时可以不发送或者接收信号。所述PIM可以包括当连接到所述Qi感应充电底座时防止利用所述PIM接收或者传送信号的开关。所述PIM还可以被配置为由充电线缆供电。

[0007] 在一些实施例中,所述PIM还包括与所述发射器、所述ADC和所述通信设备通信的控制器。所述控制器可以是现场可编程门阵列(FPGA)。所述管腔内超声设备可以包括:可旋转柔性细长驱动线缆,其包括近端部分和远端部分;以及超声元件,其被设置在所述驱动线缆的远端部分处并且被配置为在旋转时获得体腔的成像数据。所述管腔内超声设备可以是配置为被定位在血管内的血管内超声(IVUS)设备。所述超声回波信号可以在差分信号路径上行进到PIM内的ADC。所述差分信号路径可以包括一个或多个放大器和带通滤波器。

[0008] 还提供了一种管腔内超声成像的方法,包括:利用无线充电系统对通信地设置在管腔内超声设备与处理系统PIM之间的患者接口模块(PIM)供电;使用所述PIM的发射器控制所述管腔内超声设备以在所述管腔内设备被定位在患者的体腔内时发送第一信号;利用PIM从所述管腔内超声设备接收与所述第一信号相关联的超声回波信号;利用所述PIM中的ADC将所述超声回波信号数字化;并且经由无线通信设备将数字化的超声回波信号发送到所述处理系统。

[0009] 所述方法还可以包括利用与所述系统通信的显示设备显示表示所述超声回波信号的管腔内超声图像。所述方法可以包括通过所述PIM根据所述显示设备的图像显示格式将所述超声回波信号格式化。所述无线充电系统可以包括被设置在所述PIM内的可再充电电池和Qi感应充电底座。所述方法可以包括当所述PIM连接到所述Qi感应充电底座时通过所述PIM防止信号的发送。所述方法可以包括沿着差分信号路径将所述超声回波信号发送到所述PIM内的ADC。

[0010] 在一些实施例中,所述管腔内超声设备包括:可旋转柔性细长驱动线缆,其包括近端部分和远端部分;以及超声元件,其被设置在所述驱动线缆的远端部分处并且被配置为在旋转时获得所述体腔的成像数据。所述管腔内超声设备可以是配置为被定位在血管内的血管内超声(IVUS)设备。

[0011] 本公开的额外方面、特征和优点将从以下详细描述变得明显。

附图说明

[0012] 将参考附图描述本公开的说明性实施例,其中:

[0013] 图1是根据本公开的一些实施例的管腔内超声成像系统的图解示意视图。

[0014] 图2是根据本公开的一些实施例的患者接口模块(PIM)的图解透视图。

[0015] 图3是根据本公开的一些实施例的具有充电线缆的PIM的图解透视图。

[0016] 图4是根据本公开的一些实施例的将信号发送到处理系统的PIM的图解示意图。

[0017] 图5是根据本公开的一些实施例的无线充电器上充电的PIM的图解示意视图。

[0018] 图6是根据本公开的一些实施例的处理系统上的无线充电器上充电的PIM的图解示意视图。

[0019] 图7是根据本公开的实施例的超声成像方法的流程图。

具体实施方式

[0020] 出于促进对本公开的原理的理解的目的,现在将参考附图中所图示的实施例并且特定语言将被用于描述其。然而,应当理解,未预期对本公开的范围的限制。对所描述的设备、系统和方法的任何变型和另外的修改和本公开的原理的任何另外的应用被完全预期并且被包括在本公开内,如本公开涉及的领域的技术人员将通常想到的。例如,应完全预期,关于一个实施例所描述的特征、部件和/或步骤可以与关于本公开的其他实施例所描述的特征、部件和/或步骤组合。然而,出于简洁的缘故,将未分离地描述这些组合的许多迭代。

[0021] 图1是根据本公开的一些实施例的超声系统100的图解示意视图。超声系统100可以被用于执行患者的管腔的血管内超声成像。系统100可以包括超声设备110、患者接口模块(PIM) 150、超声处理系统160和/或监测器170。超声设备110在结构上被布置(例如,定大小和/或整形)为被定位在患者的解剖结构102内。超声设备110从解剖结构102内获得超声成像数据。超声处理系统160可以控制超声成像的采集并且可以被用于生成被显示在监测器170上的解剖结构102的图像(使用经由PIM 150接收的超声成像数据)。

[0022] 在一些实施例中,系统100和/或PIM 150可以包括类似于在以下中所描述的那些特征的特征:2017年10月19日提交的题为“DIGITAL ROTATIONAL PATIENT INTERFACE MODULE”的美国专利申请US 62/574455、2017年10月19日提交的题为“INTRALUMINAL DEVICE REUSE PREVENTION WITH PATIENT INTERFACE MODULE AND ASSOCIATED DEVICES, SYSTEMS, AND METHODS”的美国专利申请US 62/574687、2017年10月20日提交的题为“INTRALUMINAL MEDICAL SYSTEM WITH OVERLOADED CONNECTORS”的美国专利申请US62/574835、和2017年10月19日提交的题为“HANDHELD MEDICAL INTERFACE FOR INTRALUMINAL DEVICE AND ASSOCIATED DEVICES, SYSTEMS, AND METHODS”的美国专利申请US 62/574610,通过引用将其中每个并入本文。

[0023] 通常,超声设备110可以是导管、引导导管或导丝。超声设备110包括柔性细长构件116。如本文所使用的,“细长构件”或者“柔性细长构件”包括结构上被布置(例如,定大小和/或成形)为被定位在解剖结构102的管腔104内的至少任何细、长柔性结构。例如,柔性细长构件116的远端部分114被定位在管腔104内,而柔性细长构件116的近端部分112被定位在患者的身体外部。柔性细长构件116可以包括纵轴LA。在一些实例中,纵轴LA可以是柔性细长构件116的中心纵轴。在一些实施例中,柔性细长构件116可以包括由各种等级的尼龙、尼龙弹性体、聚合物混合物、聚酰亚胺和/或聚四氟乙烯形成的一个或多个聚合物/塑料层。在一些实施例中,柔性细长构件116可以包括编织金属和/或聚合物绞股的一个或多个层。(一个或多个)编织层可以以任何适合的配置紧密或松散编织,包括任何适合的每计数(pic)。在一些实施例中,柔性细长构件116可以包括一个或多个金属和/或聚合物线圈。柔性细长构件116的全部或部分可以具有任何适合的几何截面轮廓(例如,圆形、卵形、矩形、正方形、椭圆形等)或非几何截面轮廓。例如,柔性细长构件116可以具有大体圆柱形轮廓,其具有定义柔性细长构件116的外直径的圆形截面轮廓。例如,柔性细长构件116的外直径可以是用于定位在解剖结构102内的任何适合值,包括在近似1Fr (0.33mm) 与近似15Fr (5mm) 之间,包括诸如3.5Fr (1.17mm)、5Fr (1.67mm)、7Fr (2.33mm)、8.2Fr (2.73mm)、9Fr (3mm) 的值和/或较大和较小两者的其他适合值。

[0024] 超声设备110可以或可以不包括沿着柔性细长构件116的长度的全部或部分延伸

的一个或多个管腔。超声设备110的管腔可以在结构上被布置(例如,定大小和/或成形)为接收和/或引导一个或多个其他诊断和/或治疗仪器。如果超声设备110包括(一个或多个)管腔,则(一个或多个)管腔可以相对于设备110的截面轮廓集中或者偏移。在所图示的实施例中,超声设备110是导管并且包括柔性细长构件116的远端部分114处的管腔。导丝140延伸通过入口/出口端口142与柔性细长构件116的远端端部118处的出口/入口端口之间的超声设备110的管腔。通常,导丝140是结构上被布置(例如,定大小和/或成形)为设置在解剖结构102的管腔104内的细、长、柔性结构。在诊断和/或治疗流程期间,医学专家通常首先将导丝140插入到解剖结构102的管腔104中并且将导丝140移动到解剖结构102内的期望位置,诸如邻近于阻塞106。导丝140促进解剖结构102内的期望位置处的一个或多个其他诊断和/或治疗仪器(包括超声设备110)的引入和定位。例如,超声设备110沿着导丝140移动通过解剖结构102的管腔104。在一些实施例中,超声设备110的管腔可以沿着柔性细长构件116的整个长度延伸。在所图示的实施例中,出口/入口端口142定位在超声设备110的部件130近端。在一些实施例中,出口/入口端口142、远端端部118处的出口/入口端口、和/或超声设备110的管腔定位在部件130远端。在一些实施例中,超声设备110不与导丝一起使用,并且出口/入口端口142可以从超声设备110省略。

[0025] 解剖结构102可以表示自然和人造两者的任何流体填充或周围结构。例如,解剖结构102可以在患者的身体内。流体可以流动通过解剖结构102的管腔104。在一些实例中,超声设备110可以引用作为管腔内设备。解剖结构102可以是脉管(诸如血管),其中,血液流动通过管腔104。在一些实例中,超声设备110可以引用作为血管内设备。在各种实施例中,血管是患者的血管系统的动脉或静脉,包括心脏脉管系统、周围脉管系统、神经脉管系统、肾脉管系统、和/或身体内的任何其他适合的解剖结构/管腔。在一些实例中,解剖结构102可以是弯曲的。例如,设备110可以被用于检查任何数目的解剖位置和组织类型,包括但不限于包括肝、心脏、肾、胆囊、胰腺、肺、食道的器官;导管;肠;神经系统结构,包括脑、硬膜囊、脊髓和周围神经;泌尿道;以及血液内的瓣膜、室或心脏的其他部分、和/或身体的其他系统。除了自然结构之外,设备110可以用于检查人造结构,诸如但不限于心脏瓣膜、支架、分流器、过滤器和其他设备。

[0026] 解剖结构102的阻塞106通常表示导致通过管腔104的流体的流动的限制的任何堵塞或其他结构布置,例如,以对患者的健康有害的方式。例如,阻塞106使管腔104变窄,使得管腔104的截面区域和/或用于流体流动通过管腔104的可用空间减小。在解剖结构102是血管的情况下,阻塞106可以是斑块积聚的结果,包括但不限于诸如纤维、纤维油脂(纤维脂质)、坏死核心、钙化(致密钙)、血液、新鲜血栓、和/或成熟血栓的斑块组分。在一些实例中,阻塞106可以引用作为血栓、狭窄和/或病变。通常,阻塞106的组成将取决于被评价的解剖结构的类型。解剖结构102的更健康的部分可以具有一致或对称轮廓(例如,具有圆形截面轮廓的圆柱形轮廓)。阻塞106可以不具有一致或对称轮廓。因此,具有阻塞106的解剖结构102的减小部分将具有非对称和/或其他不规则轮廓。尽管解剖结构102在图1中被图示为单个阻塞106,但是应理解到,本文所描述的设备、系统和方法具有用于具有多个阻塞的解剖结构的类似应用。

[0027] 超声设备110可以包括设置在柔性细长构件116的远端部分114处的超声成像部件130。超声成像部件130可以被配置为在设备110被定位在管腔104内时,将超声能量发射到

解剖结构102中。在一些实施例中，部件130可以包括各种数目和配置。例如，部件130中的一些可以被配置为发送超声脉冲，而其他部件可以被配置为接收超声回波。部件130可以被配置为根据被成像的组织类型和被使用的成像类型将不同频率的超声能量发射到解剖结构102中。

[0028] 在一些实施例中，部件130包括(一个或多个)超声换能器。例如，部件130可以被配置为响应于由电学信号激活而将超声能量生成并且发射到解剖结构102中。在一些实施例中，部件130包括单个超声换能器。在一些实施例中，部件130包括超声换能器阵列，包括超过一个超声换能器。例如，超声换能器阵列可以包括2个换能器与1000个换能器之间的任何适合数目的个体换能器，包括2个换能器、4个换能器、36个换能器、64个换能器、128个换能器、500个换能器、812个换能器、和/或较大和较小两者的其他值的值。包括部件130的超声换能器阵列可以是任何适合的配置，诸如相控阵列，包括平面阵列、曲线阵列、圆周阵列、环形阵列等。例如，在一些实例中，包括部件130的超声换能器阵列可以是一维阵列或者二维阵列。

[0029] 在一些实例中，超声成像部件130可以是如在2017年10月19日提交的题为“DIGITAL ROTATIONAL PATIENT INTERFACE MODULE”的美国专利申请US 62/574455中描述的旋转超声设备的部分。

[0030] 在一些实施例中，超声成像部件130的有效区域可以包括可以一致和/独立控制和激活的超声元件的一个或多个换能器材料和/或一个或多个分段(例如，一个或多个行、一个或多个列、和/或一个或多个取向)。部件130的有效区域可以以各种基本或复杂几何结构图案化或结构化。部件130可以被设置在侧视取向(例如，垂直和/或正交于纵轴LA发射的超声能量)和/或前视取向(例如，平行于和/或沿着纵轴LA发射的超声能量)上。在一些实例中，部件130结构上被布置为在近端或远端方向上以相对于纵轴LA的倾斜角发射/或接收超声能量。在一些实施例中，超声能量发射可以通过阵列中的超声成像部件130的选择性触发电子操纵。

[0031] 部件130的(一个或多个)超声换能器可以是压电微机械超声换能器(PMUT)、电容式微机械超声换能器(CMUT)、单晶体、锆钛酸铅(PZT)、PZT复合物、其他适合的换能器类型、和/或其组合。取决于换能器材料，用于(一个或多个)超声换能器的制造过程可以包括切割、切缝、磨削、溅射、晶圆技术(例如，SMA、牺牲层沉积)、其他适合的过程、和/或其组合。

[0032] 在一些实施例中，部件130被配置为获得与解剖结构102相关联的超声成像数据，诸如阻塞106。由超声成像部件130获得的超声成像数据可以由医学专家被用于诊断患者，包括评价解剖结构102的阻塞106。为了成像，部件130可以被配置为将超声能量发射到管腔104和/或解剖结构102中，并且接收表示管腔104和/或解剖结构102的流体和/或组织的反射超声回波。如本文所描述的，部件130可以包括超声成像元件，诸如超声换能器和/或超声换能器阵列。例如，部件130响应于将电学信号发送到部件130而将超声能量生成并且发射到解剖结构102中。为了成像，部件130可以生成并且发送表示来自解剖结构102的接收到的反射超声回波的电学信号(例如，到PIM 150和/或处理系统160)。基于由超声成像部件130所获得的IVUS成像数据，IVUS成像系统160根据在超声成像部件130的单个回转期间发生的数百个这些超声脉冲的序列/回波采集序列组装血管截面的二维图像。

[0033] 在各种实施例中，超声成像部件130可以获得与血管内超声(IVUS)成像、前视血管

内超声 (FL-IVUS) 成像、血管内光声 (IVPA) 成像、心脏内超声心动描记 (ICE)、经食道超声心动描记 (TEE)、和/或其他适合的成像模态。在一些实施例中,设备110可以包括任何适合的成像模态的成像部件,诸如光学成像、光学相干断层摄影 (OCT) 等。在一些实施例中,设备110可以包括任何适合的感测部件,包括压力传感器、流量传感器、温度传感器、光纤、反射器、反射镜、棱镜、消融元件、射频 (RF) 电极、导体、和/或其组合。代替于或者补充超声部件130,成像和/或感测部件可以被实施在设备110中。

[0034] 为了诊断和/或成像,部件130的中心频率可以在2MHz与75MHz之间,例如,包括诸如2MHz、5MHz、10MHz、20MHz、40MHz、45MHz、60MHz、70MHz、75MHz和/或较大和较小两者的其他适合值的值。例如,较低频率(例如,在2MHz与10MHz之间)可以有利地还穿透到解剖结构102中,使得解剖结构102中的多个在超声图像中可见。较高频率(例如,50MHz、75MHz)可以更好地适于生成解剖结构102和/或管腔104内的流体的更详细的超声图像。在一些实施例中,超声成像部件130的频率是可调谐的。为了成像,在一些实例中,部件130可以被调谐以接收与中心频率和/或中心频率的一个或多个谐波相关联的波长。在一些实例中,发射的超声能量的频率可以通过施加的电学信号的电压和/或将偏置电压施加到超声成像部件130来修改。

[0035] 在一些实施例中,超声成像部件130被定位在柔性细长构件116的远端部分处。超声成像部件130可以包括从柔性细长构件116沿着长度延伸的一个或多个电导体。(一个或多个)电导体与远端部分114处的超声成像部件130和近端部分112处的接口156通信。电导体在超声处理系统160与超声成像部件130之间承载电信号。例如,激活和/或控制信号可以经由电导体从处理系统160发送到超声成像部件130。表示反射超声回波的电学信号可以经由电导体从超声成像部件130发送到处理系统160。在一些实施例中,相同电导体可以被用于处理系统160与超声成像部件130之间的通信。

[0036] 超声设备110包括柔性细长构件116的近端部分112处的接口156。在一些实施例中,接口156可以包括手柄。例如,手柄可以包括控制设备110的移动(诸如远端部分114的偏转)的一个或多个致动机构。在一些实施例中,接口156可以包括允许通过管腔拉回设备110的伸缩机构。在一些实施例中,接口156可以包括旋转设备110的一个或多个部件(例如,柔性细长构件116、超声成像部件130)的旋转机构。在一些实施例中,接口156包括用于使医学专家选择性地激活超声成像部件130的用户接口部件(例如,一个或多个按钮、开关等)。在其他实施例中,PIM 150、处理系统160和/或监测器170的用户接口部件允许医学专家选择性地激活超声成像部件130。管道(包括例如电导体)在接口156与连接器108之间延伸。连接器108可以被配置为机械地和/或电学地将设备110耦合到PIM 150。

[0037] 超声处理系统160、PIM 150、和/或血管内超声设备110(例如,接口156、超声成像部件130等)可以包括一个或多个控制器。在一些实施例中,控制器可以是集成电路,诸如专用集成电路 (ASIC)。控制器可以被配置为选择(一个或多个)特定换能器元件以用于发送和/或接收,提供发送触发信号以激活发射器电路来生成电学脉冲以激励(一个或多个)选定的换能器元件,和/或接受经由控制器的放大器从(一个或多个)选定的换能器元件接收的放大的回波信号。具有各种数目的主电路和从电路的多个ASIC配置可以被用于创建单个超声波或多发射超声波设备。

[0038] 在一些实施例中,PIM 150在将数据中继到控制台或处理系统160之前执行超声回

波数据的初步处理。在这样的实施例的示例中,PIM 150执行数据的放大、过滤和/或聚集。在实施例中,PIM 150还供应高和低电压DC功率以支持包括与超声换能器130相关联的电路的设备110的操作。

[0039] 在一些实施例中,PIM 150由无线充电系统供电。无线充电系统可以包括感应充电系统。例如,PIM 150可以包括利用Qi感应充电底座充电的电池。这可以允许便携式PIM 150。此外,PIM 150的内部电池可以产生不要求电绝缘部件的足够低的电流。在其他实施例中,除了内部电池之外,PIM150包括充电线缆。在这种情况下,PIM 150可以是隔离设备,因为在各种手术设置中,患者安全要求授权患者与一个或多个高压部件的物理和电学隔离。

[0040] 超声处理系统160通过PIM 150从超声成像部件130接收成像数据(例如,表示超声回波数据的电学信号)。处理系统160可以包括处理电路,诸如处理器和/或存储器。超声处理系统160处理数据以重建解剖结构的图像。处理系统160输出图像数据,使得解剖结构102的图像(诸如血管的截面IVUS图像)被显示在监测器170上。处理系统160和/或监测器170可以包括一个或多个用户接口元件(例如,触摸屏、键盘、鼠标、图形用户接口上的虚拟按钮、物理按钮等)以允许医学专家控制设备110,包括超声成像部件130的一个或多个参数。

[0041] 在一些实施例中,成像数据从PIM 150无线地发送到超声处理系统160。例如,PIM 150可以被配置为利用无线以太网协议发送成像数据。PIM 150和超声处理系统160可以包括无线发射器和接收器,诸如无线路由器。在一些实施例中,无线路由器被包括在超声处理系统160而非PIM 150中。PIM 150还可以包括当PIM 150正充电时停止所有有线和无线发送的功能。

[0042] 图2是PIM 150的图解示意视图。在一些实施例中,PIM 150通信地设置在超声设备110与处理系统160之间。PIM 150可以被用于将命令和信号发送到超声设备110,以及接收、处理和发送来自超声设备110的超声回波信号。在一些实施例中,这些超声回波信号沿着PIM 150中的差分信号路径发送,并且被数字化和格式化以用于以太网发送到超声处理系统160。

[0043] PIM 150可以包括外部壳体304。壳体304可以适用于无菌环境(即,防水)并且可以定大小以适用于操作台上。在一些实施例中,壳体304包括容纳各种部件的内部部分。例如,壳体304可以包括特定壳体部分以包含功率系统340、信号链350和控制器310和相关联的部件。

[0044] PIM 150的控制器310可以被配置为将信号发送到PIM 150的其他元件以及外部设备,诸如超声设备110、处理系统160、以及监测器170。在一些实施例中,控制器310是现场可编程门阵列(FPGA)。在其他实施例中,控制器310是中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、另一硬件设备、固件设备、或其任何组合,其被配置为执行在本文中参考上面如图2所示的控制器310所描述的操作。

[0045] 控制器310可以连接到存储器318。在一些实施例中,存储器是随机存取存储器(RAM)。在其他实施例中,存储器318是高速缓存存储器(例如,控制器310的高速缓存存储器)、磁阻RAM(MRAM)、只读存储器(ROM)、可编程只读存储器(PROM)、可擦可编程只读存储器(EPROM)、电可擦可编程只读存储器(EEPROM)、闪存、固态存储器设备、硬盘驱动器、其他形式的易失性和非易失性存储器、或不同类型的存储器的组合。在一些实施例中,存储器318可以包括非瞬态计算机可读介质。存储器318可以存储指令。指令可以包括当由处理器执行

时使得处理器执行本文结合本公开的实施例参考控制器310所描述的操作。

[0046] 控制器310可以连接到导管电机326、EEPROM 324、发射器322、以及时间增益补偿(TGC)控制320。在一些实施例中,导管电机326被配置为在管腔内移动超声设备110。导管电机326可以包括用于旋转超声设备110的部分的旋转部件。导管电机326还可以包括用于沿着患者的身体内的管腔移动超声设备110的电机。

[0047] 发射器322可以是用于将信号传送到超声设备110的任何类型的发送设备。在一些实施例中,控制器310被配置为经由通过发射器322传送信号来控制超声设备110。以这种方式,控制器310可以被配置为驱动由超声设备110对超声信号的发送。超声信号的发送方向和信号强度可以由控制器310控制。发射器322可以连接到发送/接收(T/R)开关328。在一些实施例中,T/R开关328可以被配置为在发送和接收模式之间改变。例如,控制器310可以在T/R开关328处于发送模式中时向超声设备110传送信号。数据(诸如超声回波信号)可以从超声设备110发送回到PIM 150。该数据可以由EEPROM 324存储。当超声回波信号从超声设备110发送回到PIM 150时,T/R开关328可以设置为接收模式以沿着正确信号路线接收并且引导超声回波信号。

[0048] 超声回波信号可以由PIM 150接收并且沿着差分信号路线引导。在一些实施例中,差分信号路线可以包括信号链350,包括一个或多个元件352、354、356、358、360、362。差分信号路线可以帮助取消共模噪声,以及特别地能够在现有图像处理系统中出现的“白噪声/闪烁”。差分信号路线和相关联的信号链350可能导致更多无噪声信号和经改进的图像质量。信号链350可以提供滤波和可编程增益函数。在一些实施例中,TGC控制320是随着PIM 150与超声设备110之间的距离增加针对信号损失调节的时变增益。增益通常针对邻近反射降低并且针对遥远反射逐渐增加。距离上的增益量可以例如由PIM 150的控制器310控制。在一些实施例中,TGC控制可以被配置为控制接收到的超声回波信号的信号放大。TGC控制320还可以被配置为沿着信号链350针对超声回波信号设置接收路径。信号链350可以包括带通滤波器352、360和放大器354、356、358、362。例如,来自超声设备110的超声回波信号可以按次序传递通过第一带通滤波器352、第一固定放大器354、可变增益放大器356、第一缓冲器放大器358、第二带通滤波器360、和第二缓冲器放大器362。在一些实施例中,带通滤波器352、360允许20MHz与40MHz之间的信号。在其他实施例中,带通滤波器允许其他信号范围,诸如10至50MHz、5至60MHz、以及其他范围。

[0049] 在信号被传递通过信号链350之后,它们可以发送到模数转换器(ADC) 330。ADC 330可以将超声回波信号数字化以用于由控制器310处理。信号然后可以准备用于发送到超声处理系统160。在一些实施例中,来自超声设备110的信号可以通过无线连接发送到超声处理系统160。例如,信号可以由无线发射器312发送。无线发射器312可以是被配置为传送无线信号的任何类型的发射器。无线发射器312可以包括被设置在壳体304的外部表面上或者壳体304内的天线。通常,无线发射器312可以被配置为使用任何当前或者未来开发的(一个或多个)无线协议。例如,无线发射器可以被配置用于无线协议,包括WiFi、蓝牙、LTE、Z波、ZigBee、WirelessHD、WiGig等。在一些实施例中,无线发射器312被配置为发送无线以太网信号。在这种情况下,来自超声设备110的信号(其已经由ADC 330数字化)被发送到以太网物理层(PHY) 316。以太网PHY可以被配置为转换来自超声设备110的信号以用于以太网连接。转换的信号然后可以传递到无线发射器312并且发送到超声处理系统160。在一些实施

例中,无线发射器312还包括有线以太网连接。在这种情况下,无线发射器312可以包括一个或多个以太网线缆以及相关联的端口。

[0050] 在其他实施例中,PIM 150可以被配置为经由其他协议将来自超声设备110的数据发送到超声处理系统160,诸如USB(并且特别地USB 3.0)。在这种情况下,PIM 150可以包括无线USB发射器,来自超声设备110的信号可以被配置用于与USB一起使用。

[0051] PIM 150可以包括拉回电机332,其可以被用于将超声设备110拉动通过管腔以收集成像数据。拉回电机332可以被配置为以恒定速度拉动超声设备110。拉回电机332可以连接到外部拉回滑板334。

[0052] PIM 150可以包括无线功率系统340。在一些实施例中,该无线功率系统可以包括感应充电系统。感应充电系统可以包括感应耦合系统,诸如Qi感应充电系统。该功率系统340可以包括感应充电底座342、PIM 150内的电池344、以及功率分配器346,其被配置为向PIM 150的各种部件提供功率。在一些实施例中,感应充电底座342是无线的,并且电池344是可再充电的。PIM 150可以放置在感应充电底座342上以将其电池344再充电。由于PIM 150与感应充电底座342之间的分离,可以不在PIM 150内要求隔离部件,例如,如果PIM 150具有与超声设备110或感应充电底座342隔离的4mm的最小爬电距离。在其他实施例中,最小爬电距离可以是2mm、6mm、8mm、或其他距离。在其他实施例中,无线功率系统是共振感应耦合系统、电容耦合系统、或磁动态耦合系统。在一些实施例中,PIM 150被配置为从微波、激光、和/或光波接收功率。

[0053] 在一些实施例中,PIM 150被配置为在其连接到充电底座342时停止所有发送。这可以帮助防止高电平电流在PIM 150与能够引起对患者的伤害的其他部件(诸如超声设备110)之间传递。在充电期间停止发送的该功能可以降低在PIM 150内要求的隔离部件的数目。在一些实施例中,该功能由PIM 150的连接器的348提供。连接器348可以被设置在壳体304的外部部分上,并且可以被配置为在PIM 150连接到充电底座342时停止来自PIM 150的发送。连接器348可以包括机械特征,诸如引脚、凸缘、凸出、延伸或其他设备,以有效地将PIM 150耦合到感应充电底座342并且向其连接的PIM 150提供信号。在一些实施例中,连接器348包括具有“开启”和“关闭”模式的类似于图3的开关349。开关349可以连接到PIM 150的控制器310。当PIM 150连接到充电底座342时,开关349可以处于“关闭”模式,其可以防止PIM 150将信号发送到其他设备,诸如超声设备110。当PIM 150与充电底座342断开时,开关349可以处于“开启”模式中,从而允许从PIM 150到其他设备的发送。

[0054] 在一些实施例中,PIM 150由以太网供电(PoE)供电。在这种情况下,功率可以通过发射器312或者通过PIM 150上的另一以太网连接来输入。功率然后可以由功率分配器346遍及PIM 150分配。

[0055] 图3是可以连接到充电线缆370的PIM 150的图解示意视图。在这种情况下,PIM 150可以由充电线缆370或者包括感应充电底座342的功率系统340供电。充电线缆370可以是以太网供电(PoE)设备或者另一类型的功率设备,诸如定制功率线缆。充电线缆370可以连接到功率分配器346。隔离设备372可以设置在充电线缆370与功率分配器346之间。

[0056] 在一些实施例中,当PIM 150连接到充电线缆370时,功率仅被传递通过隔离设备372。这可以允许用户在无线电池供电模式或者有线线缆充电模式中使用PIM 150之间选择,同时仍然保护患者免受高电流电平影响。由于该实施例包括沿着有线功率输入的隔离

设备372,因此PIM 150可以被配置为甚至在PIM 150连接到充电线缆370时发送和接收信号。

[0057] 图4是PIM 150将信号发送到超声处理系统160的图解示意视图400。在一些实施例中,PIM 150包括无线发射器404,并且超声处理系统160包括无线接收器406。在一些实施例中,无线接收器404连接到无线路由器402。在图4的示例中,成像数据(诸如超声回波信号)通过线缆408从定位在患者的管腔内的超声设备110发送到PIM 150。该成像数据可以由PIM 150数字化和处理。数字化的数据然后可以从PIM 150无线发送到超声处理系统160。在这种情况下,PIM 150可以由电池供电,使得PIM 150是便携式的。如上文所讨论的,PIM 150内的电池可以由感应充电底座342可充电。然而,在信号的发送和接收期间,PIM 150可以不连接到感应充电底座342。

[0058] 图5是连接到感应充电底座342的PIM 150的图解示意视图500。在该示例中,PIM 150可以不发送或接收来自其他设备的信号,诸如超声设备110或超声处理系统160。如图5所示,PIM 150未连接到超声设备110并且未发送到超声处理系统160。在其他实施例中,当PIM 150连接到感应充电底座342时,信号的无线发送可以在有线发送停止时继续。例如,在PIM 150连接到充电底座342时,PIM 150可以向超声处理系统160无线发送而不是发送或者接收来自超声设备110的信号。

[0059] 图6是包括集成感应充电底座342的处理系统160的图解示意视图600。PIM 150可以被放置在该感应充电底座342上(并且连接到处理系统160)以进行充电。感应充电底座342可以包括当连接时防止PIM 150连接到超声设备110的设备343。设备343可以是用于防止PIM 150与超声设备110之间的连接的任何类型的机械或者电学设备。例如,设备343可以自动转动开关防止连接(如图3中所讨论的)或者设备343可以物理地插入或以其他方式停用PIM 150上的连接器,使得超声设备110可以当设备343被激活时不连接到PIM 150。在PIM 150连接到感应充电底座342时,设备343还可以电学停用将信号发送到PIM 150和从PIM 150接收信号。

[0060] 图7提供了图示血管内超声成像的方法700的流程图。如所图示的,方法700包括多个列举步骤,但是方法700的实施例可以在列举步骤之前、之后和之间包括额外步骤。在一些实施例中,列举步骤中的一个或多个可以省略、以不同次序执行、或并行执行。可以使用在图1-6中提到的系统和设备中的任一个执行方法700。

[0061] 在步骤702处,方法700可以包括将超声设备定位在患者的体腔中。超声设备可以类似于如图1-6所示的超声设备110。特别地,超声设备可以是具有旋转驱动线缆的远端部分处的一个或多个成像超声换能器元件的血管内旋转超声设备。步骤702可以包括将护套和成像核心/驱动线缆放置在解剖结构的管腔内。驱动线缆可以被设置在超声设备的护套内。

[0062] 在步骤704处,方法700可以包括利用诸如如图2和图3所示的功率系统340的无线充电系统向患者接口模块(PIM)提供功率。PIM可以连接到超声设备并且被配置为当PIM未充电时将信号发送到超声设备和从超声设备接收信号。在一些实施例中,无线充电系统包括感应充电底座(诸如Qi感应充电底座)和PIM内的电池。无线充电系统可以包括在充电时防止将PIM连接到其他设备的一个或多个设备,诸如超声设备。

[0063] 在步骤706处,方法700可以包括利用超声设备将第一超声信号发送到管腔中。第

一超声信号可以利用超声设备的一个或多个超声元件发送。在一些实施例中,第一超声信号的发送可以由患者接口模块(PIM)控制,诸如如图1-6所示的PIM 150。例如,PIM的控制器可以被用于向超声设备传送信号,其继而可以通过超声设备的一个或多个超声元件被发送到管腔中。步骤704可以在超声设备和一个或多个超声元件的驱动线缆正在被定位在管腔内部的护套内旋转时被执行。在该方面中,方法700可以包括将超声设备和/或驱动线缆连接到移动设备,诸如拉回设备,所述移动设备被配置为旋转和/或纵向平移超声设备。第一超声信号可以以超声回波的形式反射离开管腔内的解剖结构(例如,组织、血管、斑块等),其中一些可以朝向第一超声元件向后行进。这些超声回波信号可以由超声设备接收,诸如利用一个或多个换能器元件。

[0064] 在步骤708处,与第一超声信号相关联的超声回波信号可以发送到PIM。在一些实施例中,超声回波信号由发送/接收(T/R)开关接收,诸如如图2和图3所示的T/R开关328。超声回波信号可以由PIM处理以准备其使用在创建管腔的超声图像中。

[0065] 在步骤710处,超声回波信号可以在PIM内的差分信号路径上发送。在一些实施例中,差分信号路径可以帮助降低噪声。差分信号路径可以包括具有一个或多个放大器和缓冲器的信号链。在一些实施例中,差分信号路径按次序包括第一带通滤波器、第一固定放大器、可变增益放大器、第一缓冲器放大器、第二带通滤波器、以及第二缓冲器放大器。在其他实施例中,差分信号路径包括元件的其他组合。

[0066] 在步骤712处,超声回波信号可以被数字化。在一些实施例中,在沿着差分信号路径传递之后,超声回波信号被发送到PIM内的ADC。ADC可以被用于数字化超声回波信号。数字化的超声回波信号然后可以发送到PIM内的控制器。

[0067] 在步骤714处,数字化的超声回波信号可以被配置用于发送到另一设备,诸如超声处理系统。在一些实施例中,这包括利用PIM的控制器将数字化的超声回波信号发送到以太网物理层(PHY)。步骤714还可以包括将超声回波信号传递到无线发射器并且将数字化的超声回波信号配置用于无线发送。

[0068] 在步骤716处,数字化的超声信号可以无线地发送到处理系统。处理系统可以是如图1所示的超声处理系统160。步骤716可以通过使用PIM上的无线发射器和处理系统上的无线接收器来执行。发送的无线信号可以是无线以太网信号。处理系统还可以被用于处理数字化的超声回波信号以产生患者的管腔的超声图像。

[0069] 在步骤718处,表示超声回波信号的超声图像可以任选地显示在显示设备上。显示设备可以类似于如图1所示的监测器170。例如,图像可以是血管的IVUS图像。

[0070] 本领域的技术人员将认识到,可以以各种方式修改上文所描述的装置、系统和方法。尽管在本公开中其主要是指管腔内超声设备、管腔内超声系统和管腔内超声成像方法,但是设备可以是被配置为提供身体内的测量结果(例如,物理测量结果,诸如压力、流速、电激活信号)的任何感测设备、对应的感测系统和感测方法。感测设备以本文中所公开的系统和方法中的管腔内超声设备替代那些备选实施例。因此,本领域的普通技术人员将意识到,由本公开涵盖的实施例不限于上文所描述的特定示例性实施例。在该方面中,尽管已经示出并且描述说明性实施例,但是在前述公开中预期各种各样的修改、改变和替代。应理解,在不脱离本公开的范围的情况下,可以对前述内容做出这样的变型。因此,随附的权利要求宽广地并且以与本公开一致的方式理解是适当的。

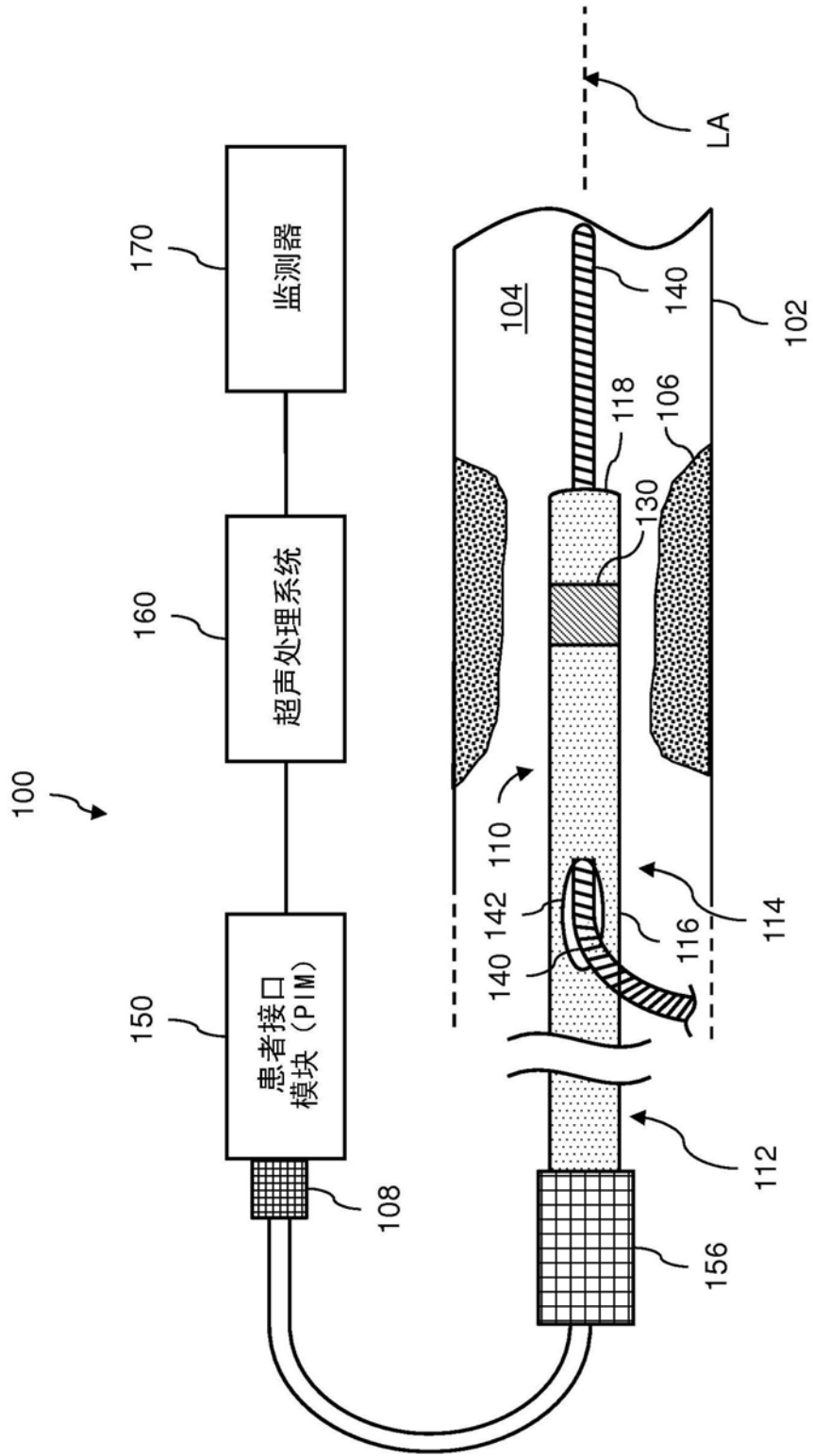


图1

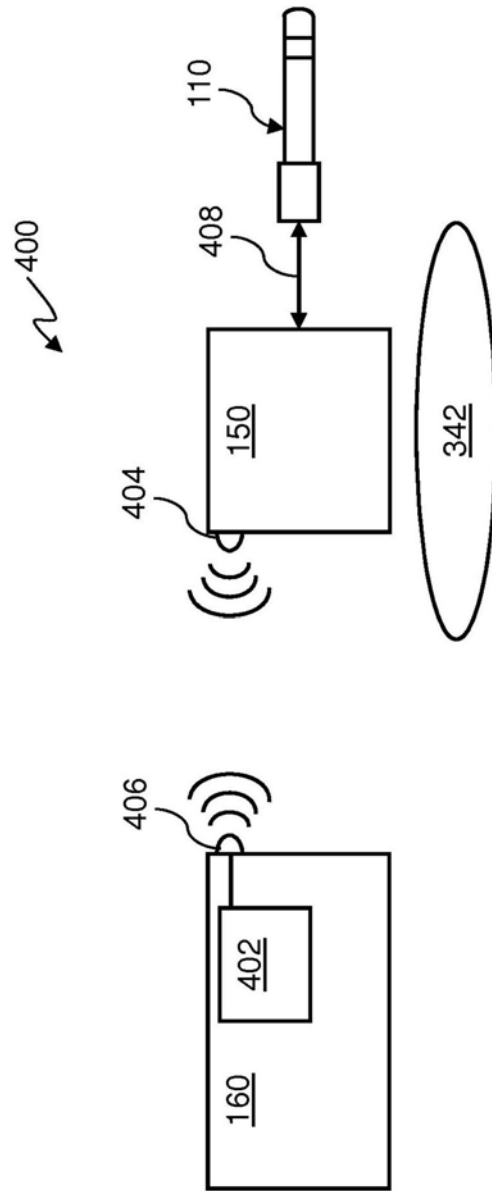


图4

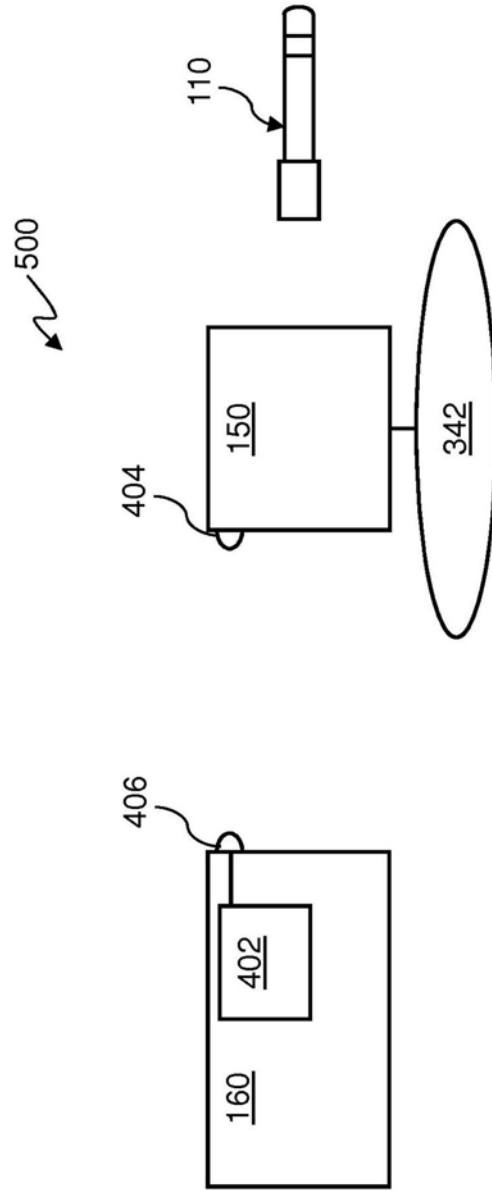


图5

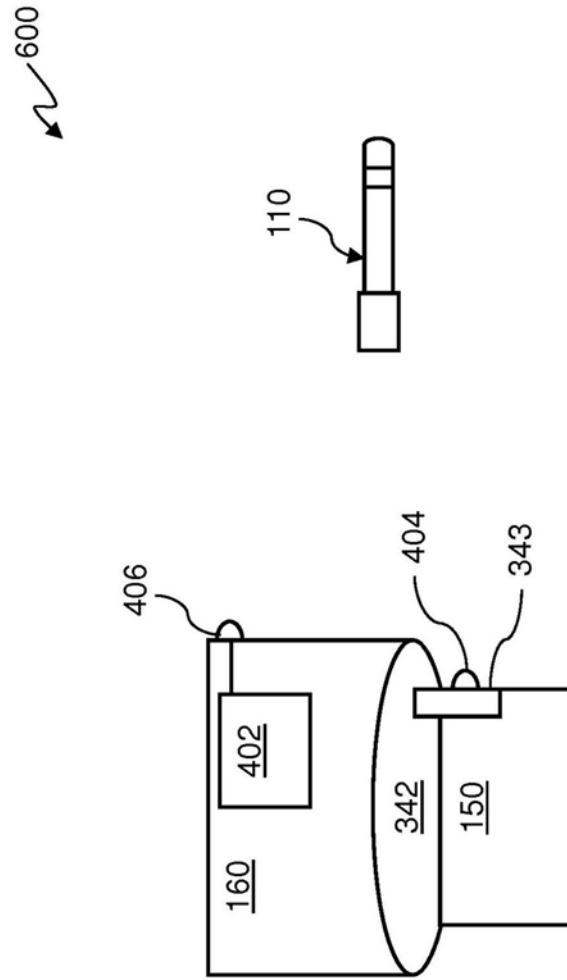


图6

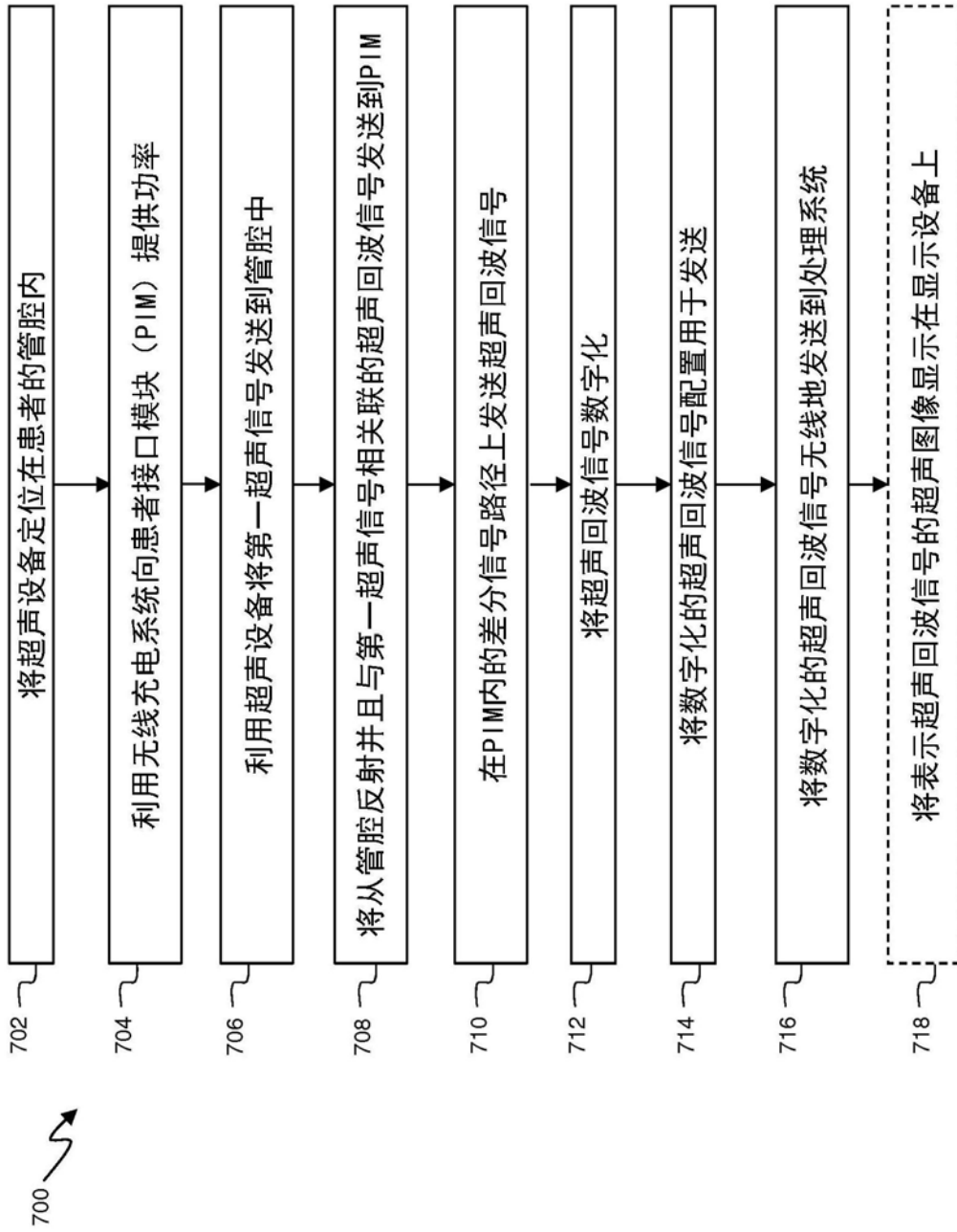


图7

专利名称(译)	使用无线充电的无线数字患者接口模块		
公开(公告)号	CN111372522A	公开(公告)日	2020-07-03
申请号	CN201880074831.X	申请日	2018-10-11
[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	C佩雷斯		
发明人	C·佩雷斯 S·S·罗兹		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00		
优先权	62/574655 2017-10-19 US		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

提供了用于管腔内超声成像的系统、设备和方法。管腔内超声成像系统可以包括与管腔内设备通信的患者接口模块(PIM)，所述管腔内设备包括超声成像部件并且定位在患者的体腔内。PIM可以接收来自所述管腔内设备的超声回波信号，沿着差分信号路径发送所述超声回波信号，并且将所述超声回波信号数字化。PIM可以将超声无线地发送到处理系统。PIM可以利用诸如感应充电系统的无线充电系统来供电。

