



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109922737 A

(43)申请公布日 2019.06.21

(21)申请号 201780069332.7

G·利扎

(22)申请日 2017.11.07

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(30)优先权数据

72002

62/420,766 2016.11.11 US

代理人 王英 刘炳胜

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2019.05.09

A61B 8/12(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 8/00(2006.01)

PCT/EP2017/078374 2017.11.07

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/087050 EN 2018.05.17

(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·范德霍斯特

D·雷夫曼 D·H·伯克特

C·佩雷斯 J·J·霍夫曼

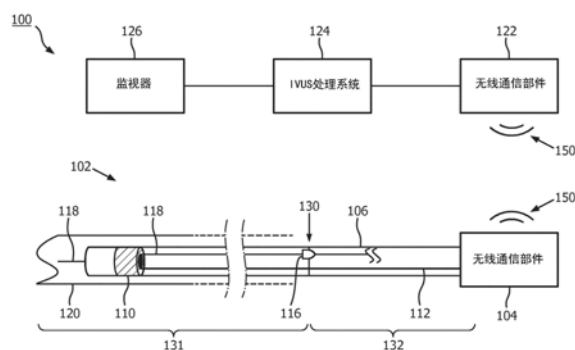
权利要求书2页 说明书10页 附图8页

(54)发明名称

无线管腔内成像设备和相关联的设备、系统和方法

(57)摘要

提供了一种无线管腔内成像设备和相关联的系统。在一个实施例中,所述无线管腔内成像设备包括:柔性细长元件,其包括近侧部分和远侧部分;超声成像部件,其被耦合到所述柔性细长元件的所述远侧部分;线缆,其被耦合到所述超声成像部件并且沿着所述柔性细长部件延伸;以及无线通信部件,其被耦合到所述柔性细长元件的所述近侧部分,所述无线通信部件经由所述线缆与所述超声成像部件通信。所述无线通信部件经由无线链路将由超声成像部件收集的超声回波信号无线地发送到图像处理系统,以在图像处理部件处生成图像。



1. 一种无线管腔内成像设备,包括:
柔性细长元件,其包括近侧部分和远侧部分;
超声成像部件,其被耦合到所述柔性细长元件的所述远侧部分;
线缆,其被耦合到所述超声成像部件并且沿着所述柔性细长元件延伸;以及
无线通信部件,其被耦合到所述柔性细长元件的所述近侧部分,所述无线通信部件经由所述线缆与所述超声成像部件通信。
2. 根据权利要求1所述的无线管腔内成像设备,其中,所述无线通信部件包括:
被耦合到所述线缆的收发器;以及
被耦合到所述收发器的天线。
3. 根据权利要求2所述的无线管腔内成像设备,还包括手柄,所述手柄被耦合到所述柔性细长元件的所述近侧部分的近端,其中,所述手柄包括被耦合到所述线缆的电源,并且其中,所述电源经由所述线缆为所述超声成像部件和所述无线通信部件供电。
4. 根据权利要求3所述的无线管腔内成像设备,其中,所述收发器和所述天线被定位在所述手柄内。
5. 根据权利要求3所述的无线管腔内成像设备,其中,所述收发器被定位在所述手柄内,并且其中,所述天线沿着所述柔性细长元件的所述近侧部分从所述收发器向远侧延伸。
6. 根据权利要求5所述的无线管腔内成像设备,其中,所述天线在所述柔性细长元件内延伸第一长度并沿所述柔性细长元件的外表面延伸第二长度。
7. 根据权利要求3所述的无线管腔内成像设备,其中,所述收发器被定位在邻近所述手柄的所述柔性细长元件内,并且其中,所述天线从所述收发器向远侧延伸并且沿所述柔性细长元件的外表面延伸。
8. 根据权利要求3所述的无线管腔内成像设备,还包括信号处理部件,所述信号处理部件被定位在所述手柄内并与所述超声成像部件和所述收发器通信。
9. 根据权利要求8所述的无线管腔内成像设备,其中,所述电源为所述信号处理部件提供电力。
10. 根据权利要求8所述的无线管腔内成像设备,其中,所述信号处理部件控制所述超声成像部件的发送和接收,并调节由所述超声成像部件收集的超声回波信号。
11. 根据权利要求10所述的无线管腔内成像设备,其中,所述信号处理部件通过执行对所述超声回波信号的滤波、放大、聚合或压缩中的至少一个来调节所述超声回波信号。
12. 根据权利要求10所述的无线管腔内成像设备,其中,所述收发器从所述信号处理部件接收经调节的超声回波信号,并经由所述天线无线地发送所述经调节的超声回波信号。
13. 根据权利要求10所述的无线管腔内成像设备,其中,所述收发器经由所述天线无线地接收指令并将所述指令发送到所述信号处理部件,并且其中,所述信号处理部件至少基于所述指令来控制所述超声成像部件的所述发送或所述接收中的至少一个。
14. 根据权利要求1所述的无线管腔内成像设备,其中,所述无线通信部件以至少1吉比特每秒的数据速率发送和接收无线信号。
15. 根据权利要求1所述的无线管腔内成像设备,其中,所述无线通信部件以大于约60吉赫的频率无线地发送和接收信号。
16. 根据权利要求1所述的无线管腔内成像设备,其中,所述超声成像部件包括超声换

能器阵列。

17. 一种无线管腔内成像系统, 包括:

管腔内成像设备, 包括:

柔性细长元件, 其包括近侧部分和远侧部分;

超声成像部件, 其被耦合到所述柔性细长元件的所述远侧部分;

线缆, 其被耦合到所述超声成像部件并且沿着所述柔性细长元件延伸; 以及

第一无线通信部件, 其被耦合到所述柔性细长元件的所述近侧部分, 其中, 所述第一无线通信部件经由所述线缆与所述超声成像部件通信;

第二无线通信部件, 其经由无线链路与所述管腔内成像设备的所述第一无线通信部件通信; 以及

图像处理部件, 其与所述第二无线通信部件通信,

其中, 所述第一无线通信部件经由所述无线链路向所述第二无线通信部件无线地发送与由所述超声成像部件收集的超声回波信号相关联的回波数据, 以用于在所述图像处理部件处生成图像。

18. 根据权利要求17所述的无线管腔内成像系统, 还包括与所述图像处理部件通信的显示部件, 其中, 所述图像处理部件基于所述回波数据来生成图像, 并且其中, 所述显示部件显示所述图像。

19. 根据权利要求17所述的无线管腔内成像系统, 其中, 所述第二无线通信部件经由所述无线链路向所述第一无线通信部件无线地发送用于控制在所述超声成像部件处的超声信号生成的指令。

无线管腔内成像设备和相关联的设备、系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2016年11月11日提交的美国临时序列号62/420766的权益和优先权，通过引用将其全部内容并入本文。

技术领域

[0003] 本公开总涉及管腔内成像，并且具体地涉及管腔内成像设备与用于显示和控制的系统之间的无线通信。

背景技术

[0004] 血管内超声 (IVUS) 成像在介入心脏成像中被广泛地用于评估针对人类身体内的患病的脉管 (例如动脉) 的诊断工具，以确定对处置的需要、引导介入、和/或评估其有效性。将包括一个或多个超声换能器的IVUS设备传送到脉管中并引导到要成像的区域。换能器发射超声能量以创建感兴趣脉管的图像。超声波由于组织结构 (例如脉管壁的各个层)、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。成像系统处理接收到的超声回波以产生所述设备所处的脉管的横截面图像。IVUS成像可以提供管腔和脉管尺寸、斑块面积和体积以及关键解剖标志的位置的详细和准确的测量结果。IVUS成像允许医师评估病变的大小，基于评估的病变大小选择处置设备 (例如，支架)，并随后评估处置成功性。

[0005] 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位于柔性驱动轴的尖端处，所述柔性驱动轴在插入感兴趣的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体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，以发射短脉冲超声。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。

[0006] 固态IVUS导管承载超声成像部件，所述超声成像部件包括围绕其周围分布的超声换能器阵列以及安装在换能器阵列附近的一个或多个集成电路控制器芯片。固态IVUS导管也称为相控阵列IVUS换能器或相控阵IVUS设备。控制器选择用于发送超声脉冲和用于接收超声回波信号的各个换能器元件 (或元件组)。通过一系列发射-接收对，固态IVUS系统可以合成机械扫描的超声换能器的效果，但没有移动部件 (因此称为固态)。由于没有旋转的机械元件，换能器阵列可以放置为与血液和脉管组织直接接触，同时具有最小的脉管创伤风险。此外，由于没有旋转元件，因此简化了电气接口。固态扫描器可以通过简单的线缆和标准的可拆卸电气连接器直接连接到成像系统，而不是旋转IVUS设备所需的复杂旋转电气接口。

[0007] 在操作中，IVUS设备可以连接到多条线缆，例如电力线缆和通信线缆。IVUS设备可以从电力线缆接收电力，用于操作IVUS设备中包括的超声成像部件。IVUS设备可以通过通

信线缆与控制台或处理系统通信,用于控制超声成像部件的操作并读出由超声成像部件收集的测量(例如,超声回波信号)以用于图像分析和显示。

[0008] IVUS流程通常在导管实验室中进行。在导管实验室中使用IVUS设备增加了导管实验室中的线缆的数量,并且可能使导管实验室的工作空间变得杂乱。此外,在导管实验室中操作时,消毒很重要。将未消毒的控制台或处理系统与无菌IVUS设备连接和/或断开连接在导管实验室中可能成为问题。一种方法是使用可拆卸线缆将IVUS设备连接到控制台和处理系统。然而,由于操作IVUS设备所需的高接触数和IVUS成像所需的超声信号的高质量或噪声灵敏度,可拆卸线缆可能不实用。

发明内容

[0009] 本公开的实施例提供了一种无线管腔内成像系统,其包括在导管的远侧部分处配备有超声成像部件的导管以及适配在所述导管的近侧部分处的无线收发器和天线。

[0010] 在一个实施例中,提供了一种无线管腔内成像设备。所述无线管腔内成像设备包括:柔性细长元件,其包括近侧部分和远侧部分;超声成像部件,其被耦合到所述柔性细长元件的所述远侧部分;线缆,其被耦合到所述超声成像部件并且沿着所述柔性细长部件延伸;以及无线通信部件,其被耦合到所述柔性细长元件的所述近侧部分,所述无线通信部件经由所述线缆与所述超声成像部件通信。

[0011] 在一些实施例中,所述无线通信部件包括耦合到所述线缆的收发器;以及耦合到所述收发器的天线。在一些实施例中,所述无线管腔内成像设备还包括连接到所述柔性细长元件的近侧部分的近端的手柄,其中,所述手柄包括耦合到所述线缆的电源,并且其中,所述电源经由所述线缆为所述超声成像部件和所述无线通信部件供电。在一些实施例中,所述收发器和所述天线定位在所述手柄内。在一些实施例中,所述收发器定位在所述手柄内,并且其中,所述天线沿着所述柔性细长元件的所述近侧部分从所述收发器向远侧延伸。在一些实施例中,所述天线在所述柔性细长元件内延伸第一长度并沿所述柔性细长元件的外表面延伸第二长度。在一些实施例中,所述收发器被定位在邻近所述手柄的柔性细长元件内,并且其中,所述天线从所述收发器向远侧延伸并且沿所述柔性细长元件的外表面延伸。在一些实施例中,所述无线管腔内成像设备还包括信号处理部件,所述信号处理部件被定位于所述手柄内并与所述超声成像部件和所述收发器通信。在一些实施例中,所述电源向所述信号处理部件提供电力。在一些实施例中,所述信号处理部件控制所述超声成像部件的发送和接收,并调节由所述超声成像部件收集的超声回波信号。在一些实施例中,所述信号处理部件通过执行对所述超声回波信号的滤波、放大、聚合或压缩中的至少一个来调节所述超声回波信号。在一些实施例中,所述收发器从所述信号处理部件接收经调节的超声回波信号,并经由天线无线地发送经调节的超声回波信号。在一些实施例中,所述收发器经由所述天线无线地接收指令并将所述指令发送到所述信号处理部件,并且其中,所述信号处理部件至少基于所述指令来控制所述超声成像部件的发送或接收中的至少一个。在一些实施例中,所述无线通信部件以至少1吉比特每秒的数据速率发送和接收无线信号。在一些实施例中,所述无线通信部件以大于约60吉赫兹的频率无线地发送和接收信号。在一些实施例中,所述超声成像部件包括超声换能器阵列。

[0012] 在一个实施例中,一种无线管腔内成像系统包括:腔内成像设备,其包括柔性细长

元件,所述柔性细长元件包括近侧部分和远侧部分;超声成像部件,其被耦合到所述柔性细长元件的所述远侧部分;线缆,其被耦合到所述超声成像部件并且沿着所述柔性细长部件延伸;以及第一无线通信部件,其被耦合到所述柔性细长元件的所述近侧部分,其中,所述第一无线通信部件经由所述线缆与所述超声成像部件通信;第二无线通信部件,其经由无线链路与所述管腔内成像设备的所述第一无线通信部件通信;以及与所述第二无线通信部件通信的图像处理部件,其中,所述第一无线通信部件经由所述无线链路向所述第二无线通信部件无线地发送与由所述超声成像部件收集的超声回波信号相关联的回波数据,用于在所述图像处理部件处生成图像。

[0013] 在一些实施例中,所述无线管腔内成像系统还包括与所述图像处理部件通信的显示部件,其中,所述图像处理部件基于所述回波数据来生成图像,并且其中,所述显示部件显示所述图像。在一些实施例中,所述第二无线通信部件经由所述无线链路向所述第一无线通信部件无线地发送用于控制所述超声成像部件处的超声信号生成的指令。

[0014] 根据以下详细说明,本公开的另外的方面、特征和优势将变得显而易见。

附图说明

[0015] 将参考附图来描述本公开的说明性实施例,其中:

[0016] 图1是根据本公开的各方面的无线管腔内成像系统的示意图。

[0017] 图2是示出根据本公开的各方面的无线管腔内成像设备架构的示意图。

[0018] 图3是根据本公开的各方面的处于扁平配置的管腔内成像组件的一部分的顶视图。

[0019] 图4是根据本公开的各方面的包括围绕支撑构件的卷绕配置的柔性电路的管腔内成像组件的透视图。

[0020] 图5是示出根据本公开的各方面的无线管腔内成像设备的配置的示意图。

[0021] 图6是示出根据本公开的各方面的无线管腔内成像设备的配置的示意图。

[0022] 图7是示出根据本公开的各方面的无线管腔内成像设备的配置的示意图。

[0023] 图8是根据本公开的各方面的无线管腔内成像设备中的信号传递方法的信令图。

具体实施方式

[0024] 出于促进对本公开的原理的理解的目的,现在将参考在附图中所图示的实施例,并且使用特定语言来对其进行描述。然而,应该理解,不旨在对本公开的范围进行限制。通常对于本公开所涉及的本领域技术人员而言,本公开中完全预期和包括对所描述的设备、系统和方法的任何改动和进一步的修改以及对本公开的任何其他应用。特别是,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描述的特征、部件、和/或步骤相组合。然而,出于简洁的目的将不单独地描述这些组合的大量迭代。

[0025] 本文公开了提供无线管腔内成像设备的各种实施例,包括配备有无线通信部件的导管。所述导管包括耦合到所述导管的远侧部分的超声成像部件和耦合到所述超声成像部件并沿所述导管延伸的通信线缆。所述无线通信部件耦合到所述导管的近侧部分并且经由所述通信线缆与所述超声成像部件通信。所述无线通信部件可以无线地接收用于操作所述超声成像部件的指令。所述无线通信部件可以无线地发送由所述超声成像部件收集的超声

回波信号,用于在处理系统处进行分析、解读和图像生成。所述无线通信部件包括无线收发器和天线,其可以在近侧部分处以各种配置定位。尽管在超声成像的背景下描述了所公开的实施例,但是所公开的实施例适用于任何其他医学成像或感测应用。

[0026] 所公开的实施例可以提供优于有线腔内成像设备的若干益处。例如,无线管腔内成像设备的使用减少了导管实验室中所需的线缆数量,因此减少了导管实验室工作空间的混乱。另外,无线管腔内成像设备可以在不使用时存储在无菌区域中,并且因此可以符合导管实验室的灭菌要求。

[0027] 图1是根据本公开的各方面的无线管腔内成像系统100的示意图。系统100可以包括无线管腔内成像设备102,无线通信部件122,诸如控制台和/或计算机的图像处理系统124,以及监视器126。管腔内成像设备102可包括柔性细长元件106,其可以是耦合到无线通信部件104的导管、导丝或引导导管。

[0028] 腔内成像设备102还可包括超声成像组件110和电缆112。超声成像组件110可以安装在柔性细长元件106的远端附近的远侧部分131处。无线通信部件104可以安装在柔性细长元件106的近端附近。无线通信部件104通过射频(RF)链路与无线通信部件122进行无线通信,如RF信号150所示。电缆112在超声成像组件110与无线通信部件104之间延伸。电缆112可以在管腔内成像设备102的各个部件之间承载控制信号、回波数据和/或电力,如本文更详细描述。

[0029] 在高的水平上,管腔内成像设备102从包括在超声成像组件110中的换能器阵列发射超声能量。超声能量由围绕超声成像组件110的介质(例如脉管120)中的组织结构反射,并且超声回波信号由超声成像组件110中的换能器阵列接收。电缆112将超声回波信号传输到无线通信部件104。无线通信部件104例如在RF频带中无线地发送超声回波信号。在接收到超声回波信号时,无线通信部件122将超声回波信号传送到图像处理系统124,在图像处理系统124处,超声图像被重建并显示在监视器126上。本文更详细地描述了超声成像组件110、无线通信部件104以及用于信号控制和传输的相关部件。

[0030] 图像处理系统124可以包括处理器和存储器。图像处理系统124可操作以方便本文描述的系统100的特征。例如,处理器可以执行存储在非瞬态有形计算机可读介质上的计算机可读指令。

[0031] 在一个实施例中,图像处理系统124输出脉管图像的图像数据,例如脉管120的横截面图像,并且监视器126显示图像。脉管120可以表示流体填充或包围的结构,天然的和人造的两种。脉管120可以在患者体内。脉管120可以是血管,作为患者脉管系统的动脉或静脉,包括心血管系统,外围血管系统,神经脉管系统,肾脉管系统和/或身体内的任何其他合适的管腔。例如,管腔内成像设备102可用于检查任何数量的解剖位置和组织类型,包括但不限于:器官,包括肝脏,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,心脏的腔室或其他部分和/或身体的其他系统内的瓣膜。除了天然结构之外,管腔内成像设备102可用于检查人造结构,例如但不限于心脏瓣膜,支架,分流器,过滤器和其他设备。

[0032] 在一个实施例中,管腔内成像设备102还包括设置在接合部130附近的导丝出口116,远侧部分131在接合部130处被耦合到近侧部分132。因此,在一些情况下,管腔内成像设备102是快速交换导管。导丝出口116允许导丝118朝向远端插入,以便将管腔内成像设备

102引导通过脉管120。

[0033] 在一个实施例中,系统100可以以大约20帧到大约40帧/秒的帧速率生成图像。例如,每个帧包括大约512乘512像素到大约832乘832像素的8位灰度图像。在另一个实施例中,系统100可以是高清(HD)-IVUS系统,并且可以用大约每秒60帧的帧速率生成图像。每个帧可以包括大约1000乘1000像素。因此,无线通信部件104和122可以以大约1吉位/秒(Gbps)到大约10Gbps的高数据速率操作。高数据速率无线通信协议的一些示例可以包括电气和电子工程师协会(IEEE) 802.11ad和超宽带(UWB)。替代地,管腔内成像设备102可以包括用于在通过RF链路发送回波数据之前压缩回波数据的额外压缩部件,并且因此可以代替地使用较低数据速率的无线通信协议。

[0034] 系统100支持双向通信。例如,无线通信部件122对由图像处理系统124生成的控制信号进行编码,以便无线传输到管腔内成像设备102。在管腔内成像设备102中,无线通信部件104接收编码的控制信号并恢复控制信号,控制信号可用于控制超声成像组件110。在反向方向上,无线通信部件104对由超声成像组件110收集的超声回波信号进行编码,以无线传输到无线通信部件122。在接收到编码的超声回波信号时,无线通信部件122恢复超声回波信号,其可以用于图像处理系统124处的图像生成和监视器126处显示。在一些实施例中,无线通信部件104和122可以包括基本相似的功能组件,但是可以具有不同的物理形状因子和布置。

[0035] 系统100可以使用各种超声成像技术中的任何一种。因此,在本公开的一些实施例中,系统100是固态IVUS成像系统,其包括由锆钛酸铅(PZT)陶瓷制成的压电换能器阵列。在一些实施例中,系统100包括电容式微机械超声换能器元件(CMUT)或压电微机械超声换能器(PMUT)。

[0036] 在一些实施例中,系统100包括与传统固态IVUS系统类似的一些特征,例如可从火山公司获得的EagleEye®导管和在美国专利No. 7846101中公开的那些,在此通过引用将其整体并入。例如,管腔内成像设备102包括靠近管腔内成像设备102的远端的超声成像组件110和沿着管腔内成像设备102的纵向主体延伸的电缆112。线缆112是包括多个导体的传输线束,包括一个、两个、三个、四个、五个、六个、七个或更多个导体318(图3)。应理解,任何合适的规格线可用于导体318。在一个实施例中,线缆112可以包括具有例如41美国线规(AWG)线的四导体传输线布置。在一个实施例中,线缆112可以包括利用例如44AWG线的七导体传输线布置。在一些实施例中,可以使用43AWG线。

[0037] 图2是示出根据本公开的各方面的无线管腔内成像设备102架构的示意图。图2提供了管腔内成像设备102的内部部件的更详细视图。如图所示,管腔内成像设备102包括超声换能器阵列128,一个或多个专用集成电路(ASIC) 220,信号处理部件230,电源240和无线通信部件104。电源240可以是电池组或者是为换能器阵列128、ASIC 220、信号处理部件230和无线通信部件104供电的任何合适的电能存储设备。ASIC 220例如通过电缆112与超声换能器阵列128和信号处理部件230通信。信号处理部件230还与无线通信部件104通信,例如,通过电缆112或另一线缆。通信可以是双向的,包括用于操作管腔内成像设备102的控制信号和从超声换能器阵列128收集的回波数据。超声换能器阵列128和ASIC 220可以被包括在超声成像组件110中。信号处理部件230、电源240和无线通信部件104可以在管腔内成像设备102的近端附近以各种配置布置,如本文中更详细描述。

[0038] 超声换能器阵列128基于从ASIC 220接收的命令和/或触发,发射超声信号并接收来自发射的超声信号的回波,例如,由诸如脉管120的周围组织反射。ASIC 220控制和协调超声换能器阵列128的操作。例如,ASIC 220可以将超声换能器阵列128中的单个换能器或换能器的子集从发射模式切换到接收模式或者从活动模式切换到非活动模式。ASIC 220可以控制换能器的发射和/或接收以进行波束成形。ASIC 220可以复用回波信号并将其传送到信号处理部件230。

[0039] 信号处理部件230可以包括硬件和/或软件,所述硬件和/或软件被配置为在传输到图像处理系统124之前调节回波信号。信号调节可以包括模拟和/或数字处理。信号调节可以包括滤波、放大、聚合和/或压缩。在一些实施例中,信号处理部件230可以包括模数转换器(ADC)、数模转换器(DAC)和数字信号处理器。例如,ADC可以将来自超声换能器阵列128接收的模拟电信号转换为数字信号。数字信号处理器可以对数字信号执行数字信号调节。DAC可以将数字调节信号转换为模拟信号,以便传输到无线通信部件104。ADC、DAC和数字信号处理器可以沿着来自无线通信部件104的接收路径在相反方向上执行类似的操作。在一些实施例中,管腔内成像设备102可以包括无线通信部件104和信号处理部件230之间的缓冲器,用于缓冲从无线通信部件104接收的输入信号或输出信号以经由无线通信部件104进行传输。

[0040] 在一个实施例中,信号处理部件230促进从图像处理系统124和ASIC 220(例如,经由无线通信部件104)接收的信号传送。在一些实施例中,信号处理部件230可以包括通常在有线管腔内成像设备的患者接口模块(PIM)处执行的操作。在这样的实施例中,通信包括以下步骤:(1)向ASIC 220提供命令以选择要用于发送和接收的特定(一个或多个)换能器阵列元件,(2)将发送触发信号提供给ASIC 220以激活发送器电路以生成电脉冲来激励所选择的(一个或多个)换能器阵列元件,和/或(3)经由ASIC 220上包括的放大器接受从所选择的(一个或多个)换能器阵列元件接收的放大回波信号。在一些实施例中,ASIC 220和信号处理部件230的功能和/或操作可以被集成或者任选地分布以实现类似的功能。

[0041] 无线通信部件104包括收发器(Tx/Rx)252和天线254。收发器252可以包括被配置为例如根据预定的无线通信协议(例如IEEE 802.11ad或UWB)执行数据成帧、数据编码/解码、加扰/解扰、调制/解调和/或错误编码/解码的硬件和/或软件。天线254可以用金属薄膜或金属细线构造。在一些实施例中,天线254可以是天线阵列,其可以允许波束成形和定向传输。在一些实施例中,天线阵列可以发送和接收60吉赫兹(GHz)频带中的信号。天线254可以具有任何合适的尺寸。在一些实施例中,天线254可具有介于约0.5毫米(mm)与约10mm之间的长度,其中,一些特定实施在约1mm与3mm之间。

[0042] 虽然未示出,但是管腔内成像设备102可以包括其他部件和/或电路,例如电压信号转换器、ADC、DAC、线性驱动器、编码器/解码器逻辑器件以及过电压和/或静电放电(ESD)保护设备(例如,二极管),用于促进管腔内成像设备102的操作。

[0043] 图3是根据本公开的各方面的处于扁平配置的超声成像组件110的一部分的顶视图。超声成像组件110包括形成在换能器区域304中的换能器阵列128和形成在控制区域308中的换能器控制逻辑管芯306(包括管芯306A和306B),在其之间设置有过渡区域310。换能器阵列128包括换能器312的阵列。换能器控制逻辑管芯306可以对应于(一个或多个)ASIC 220。在组装成最终卷起形式(图4)之前,换能器控制逻辑管芯306和换能器312以扁平形式

安装在柔性电路314上。换能器阵列128是医学传感器元件和/或医学传感器元件阵列的非限制性示例。换能器控制逻辑管芯306是控制电路的非限制性示例。虽然超声成像组件110被描述为包括柔性电路,但是应当理解,换能器和/或控制器可以被布置为以其他配置形成超声成像组件110,包括省略柔性电路的那些。

[0044] 换能器阵列128可以包括任何数量和类型的超声换能器312,但是为了清楚起见,在图3中仅示出了有限数量的超声换能器。在一个实施例中,换能器阵列128包括32个单独的超声换能器312。在另一实施例中,换能器阵列128包括64个超声换能器312。在另一实施例中,换能器阵列128包括96个超声换能器312。在又一实施例中,换能器阵列128包括128个超声换能器312。预期和假设其他数量。关于换能器的类型,在一个实施例中,超声换能器312是使用聚合物压电材料在微机电系统(MEMS)基板上制造的压电微机械超声换能器(PMUT),例如美国专利6641540中所公开的,在此通过引用将其整体并入。在备选的实施例中,换能器阵列128包括PZT换能器,例如体PZT换能器,电容微机械超声换能器(cMUT),单晶压电材料,其他合适的超声发射器和接收器,和/或它们的组合。

[0045] 超声成像组件110可包括各种换能器控制逻辑,其在所示实施例中被划分为离散控制逻辑管芯306。在各种示例中,超声成像组件110的控制逻辑执行:解码由信号处理部件230通过线缆112发送的控制信号,驱动一个或多个换能器312以发射超声信号,选择一个或多个换能器312以接收超声信号的反射回波,放大表示接收到的回波的信号和/或通过线缆112将信号发送到信号处理部件230。在一些实施例中,当换能器阵列128包括cMUT时,控制逻辑还可以包括偏置电路以优化cMUT以进行发送和/或接收。在所示实施例中,具有64个超声换能器312的超声成像组件110将控制逻辑划分为九个控制逻辑管芯306,其中五个在图3中示出。在其他实施例中,利用包含其他数量的控制逻辑管芯306的设计,包括8、9、16、17和更多。通常,控制逻辑管芯306的特征在于它们能够驱动的换能器的数量,并且示例性控制逻辑管芯306驱动4、8和/或16个换能器。

[0046] 控制逻辑管芯306不一定是同质的。在一些实施例中,单个控制器被指定为主控制逻辑管芯306A并且包含针对线缆112的通信接口。因此,主控制电路可以包括解码通过线缆112接收的控制信号、通过线缆112发送控制响应、放大回波信号、和/或通过线缆112发送回波信号的控制逻辑。其余控制器是从控制器306B。从控制器306B可以包括驱动换能器312发射超声信号并选择换能器312以接收回波的控制逻辑。在所描绘的实施例中,主控制器306A不直接控制任何换能器312。在其他实施例中,主控制器306A驱动与从控制器306B相同数量的换能器312或者与从控制器306B相比驱动换能器312的减少的集合。在示例性实施例中,单个主控制器306A和八个从控制器306B被提供有分配给每个从控制器306B的八个换能器。

[0047] 其上安装有换能器控制逻辑管芯306和换能器312的柔性电路314提供用于电耦合的结构支撑和互连。柔性电路314可以构造成包括柔性聚酰亚胺材料的薄膜层,例如KAPTON™(杜邦公司的商标)。其他合适的材料包括聚酯薄膜,聚酰亚胺薄膜,聚萘二甲酸乙二醇酯薄膜或聚醚酰亚胺薄膜,其他柔性印刷半导体衬底以及诸如Upilex(Ube Industries的注册商标)和TEFLON(E.I. du Pont的注册商标)之类的产品。在图3所示的扁平配置中,柔性电路314具有大致矩形的形状。如本文所示和所述,柔性电路314被配置为围绕支撑构件330(图4)缠绕以在一些情况下形成圆柱形环形。因此,柔性电路314的薄膜层的厚度通常与最终组装的超声成像组件110中的曲率程度相关。在一些实施例中,膜层在5微

米(μm)与 $100\mu\text{m}$ 之间,一些特定实施例在 $12.7\mu\text{m}$ 或0.5毫英寸(mil)与 $25.1\mu\text{m}$ 或1.0mil之间。

[0048] 在一个实施例中,为了将控制逻辑管芯306和换能器312电互连,柔性电路314还包括形成在膜层上的导电迹线316,其在控制逻辑管芯306与换能器312之间传送信号。具体地,提供控制逻辑管芯306和换能器312之间的通信的导电迹线316沿着柔性电路314在换能器区域304和控制区域308之间的过渡区域310内延伸。在一些情况下,导电迹线316还可以便于主控制器306A与从控制器306B之间的电通信。当线缆112的导体318机械地和电气地耦合到柔性电路314时,导电迹线316还可以提供一组导电盘,其接触线缆112的导体318。用于导电迹线316的合适材料包括铜、金、铝、银、钽、镍和锡、并且可以通过诸如溅射、蒸发、电镀、湿化学蚀刻、反应离子蚀刻(RIE)(例如,化学蚀刻)、离子束蚀刻(例如、物理蚀刻)、物理气相沉积、化学气相沉积和/或液相沉积)的工艺沉积在柔性电路314上。在一个实施例中,柔性电路314包括铬附着层。选择导电迹线316的宽度和厚度以在柔性电路314被卷起时提供适当的导电性和弹性。在这方面,导电迹线316和/或导电盘的厚度的示例性范围在 $10\text{--}50\mu\text{m}$ 之间。例如,在一个实施例中, $20\mu\text{m}$ 的导电迹线316被 $20\mu\text{m}$ 的空间隔开。柔性电路314上的导电迹线316的宽度可以进一步由要耦合到迹线/盘的导体318的宽度确定。

[0049] 在一些实施例中,柔性电路314可包括导体接口320。导体接口320可以是柔性电路314的如下的位置,在所述位置处线缆112的导体318被耦合到柔性电路314。例如,线缆112的裸导体在导体接口320处电耦合到柔性电路314。导体接口320可以是柔性电路314的主体延伸的突片。在所示实施例中,导体接口320从柔性电路314的近侧部分322延伸。在其他实施例中,导体接口320位于柔性电路314的其他部分,例如远侧部分328,或柔性电路314省略导体接口320。在一些实施例中,形成导体接口320的基板由与柔性电路314相同的材料制成和/或与其具有相似的柔性。在其他实施例中,导体接口320由不同材料制成和/或比柔性电路314相对更硬。例如,导体接口320可以由塑料、热塑性塑料、聚合物、硬聚合物等制成,包括聚甲醛(例如、DELTRIN®)、聚醚醚酮(PEEK)、尼龙和/或其他合适的材料。

[0050] 在一些情况下,扫描器组件110从平坦配置(图3)过渡到卷起或更加圆柱形的配置(图4)。例如,在一些实施例中,使用如以下中的一个或多个中所公开的技术:题为“ULTRASONIC TRANSDUCER ARRAY AND METHOD OF MANUFACTURING THE SAME”的美国专利No.6776763和题为“HIGH RESOLUTION INTRAVASCULAR ULTRASOUND SENSING ASSEMBLY HAVING A FLEXIBLE SUBSTRATE”的美国专利No.7226417,在此通过引用将其中的每个整体并入。图4是根据本公开的方面的柔性电路314处于围绕支撑构件330的卷绕构造的透视图。支撑构件330可由金属材料(例如不锈钢)或非金属材料(例如塑料或聚合物)构成,如2014年4月28日提交的美国临时申请No.61/985220,“Pre-Doped Solid Substrate for Intravascular Devices”,('220申请),在此通过引用将其全部内容并入本文。支撑构件330可以是具有远侧部分362和近侧部分364的套圈。支撑构件330可以是具有远侧部分362和近侧部分364的套圈。支撑构件330可以是管状的并且限定了纵向延伸穿过其中的内腔336。内腔336的尺寸和形状可以设计为容纳导丝118。支撑构件330可以使用任何合适的工艺制造。例如,支撑构件330,可以例如通过从坯料移除材料以使支撑构件330成形来机械加工,或者例如通过注塑工艺或三维(3D)印刷来模制。

[0051] 图5-7示出了用于在管腔内成像设备102内放置或定位诸如信号处理部件230、电源240和无线通信部件104的部件的若干配置。在操作中,通过沿着稍早放置就位的导丝118

滑动柔性细长元件106,使管腔内成像设备102进入患者体内。近侧部分132可以保持在患者身体外部。在一个实施例中,管腔内成像设备102可包括连接到柔性细长元件106的近端的手柄。手柄的尺寸可以设计成用于手动控制。例如,医师可以握住手柄同时将柔性细长元件106推进到患者身体的脉管中和/或旋转超声成像组件110。手柄可以容纳各种部件,例如电源240,用于操作管腔内成像设备102。电源240可以是锂电池或任何合适的电能源。在一个实施例中,电源240可以具有在大约1安时(Ahr)与大约5Ahr之间的电存储容量,并且在一些特定实施例中,电源240可以具有最小2Ahr的电存储容量。电源240的尺寸可以根据将使用电源240的手柄的容量和结构而变化。在一些实施例中,可以使用无线感应充电器(例如Qi无线感应充电器)对电源240充电。

[0052] 图5是示出根据本公开的方面的管腔内成像设备102的配置500的示意图。在配置500中,包括超声换能器阵列128和(一个或多个)ASIC 220的超声成像组件110定位在柔性细长元件106的远端附近的远侧部分131处。例如,超声换能器阵列128和(一个或多个)ASIC 220被配置为类似于如图4中所示的卷起配置。信号处理部件230、电源240、收发器252和天线254定位在手柄260内,手柄260在近端处被耦合到柔性细长元件106的近侧部分132。如图所示,天线254从收发器252延伸并终止于手柄260内。在一个实施例中,超声成像组件110、信号处理部件230、电源240和收发器252经由电缆112和/或额外的线缆连接。

[0053] 图6是示出根据本公开的方面的管腔内成像设备102的配置600的示意图。类似于配置500,包括超声换能器阵列128和(一个或多个)ASIC 220的超声成像组件110定位在柔性细长元件106的远端附近,并且信号处理部件230、电源240和收发器252定位在手柄260内,手柄260被耦合到柔性细长元件106的近端。然而,天线254定位在手柄260附近并且沿着柔性细长元件106的近侧部分132向远侧延伸,而不是终止于手柄260内。在其他实施例中,天线254可以在任何合适的方向上延伸。因此,配置600可以适应由近侧部分132的长度限制的任何天线长度,使得天线254可以在使用时定位在患者身体外部。例如,天线254可以在柔性细长元件106内延伸一长度602并且沿着柔性细长元件106的外表面108延伸一长度604。长度602和604可以根据天线254的长度而变化。在一些实施例中,天线254可以沿着外表面108延伸,使得天线254的表面或一部分暴露于环境。在一些其他实施例中,天线254可以靠近柔性细长元件106的外表面定位,但是由涂层或聚合物层密封,使得天线254不暴露于环境。将天线254的一部分沿着外表面108定位的一个优点是天线254在高频(例如,大于60GHz)下操作时可以具有视线,而不是由握住手柄260的医师的手阻挡。

[0054] 图7是示出根据本公开的方面的管腔内成像设备102的配置700的示意图。类似于配置600,包括超声换能器阵列128和(一个或多个)ASIC 220的超声成像组件110定位在柔性细长元件106的远端附近,并且信号处理部件230和电源240定位在手柄260内,手柄260被耦合到柔性细长元件106的近端。然而,收发器252和天线254在邻近手柄260的近侧部分132处定位在柔性细长元件106内。天线254沿着柔性细长元件106的外表面108从收发器252延伸。天线254可朝向设备102的远端、设备102的近端或任何合适的方向延伸。与配置600相比,收发器252在配置700中从手柄260移动以更靠近天线254,并且因此可以提高传输效率。

[0055] 图8是根据本公开的方面的管腔内成像设备102中的信号传递的方法800的信令图。当管腔内成像设备102用于对患者身体的组织成像时,实施方法800。方法800的步骤可以由管腔内成像设备102的无线通信部件104、信号处理部件230和超声换能器阵列128执

行。在一些实施例中,信号处理部件230可以与ASIC 220的功能集成。参考图2和图5-8可以更好地理解方法800。如图所示,方法800包括多个列举的步骤,但是方法800的实施例可以包括在列举的步骤之前、之后和之间的额外的步骤。在一些实施例中,列举的步骤中的一个或多个可以被省略或者以不同的顺序执行。

[0056] 在步骤805,无线通信部件104例如经由RF链路从外部无线通信部件122接收承载指令的第一无线信号。该指令可以源自图像处理系统124。可以根据预定的无线通信协议对信号进行编码和调制。无线通信部件104可以对接收的信号执行解调和解码以恢复指令。在步骤810,无线通信部件104将指令转发到信号处理部件230。

[0057] 在步骤815,信号处理部件230处理该指令。信号处理部件230可以基于该指令生成第一控制信号。在步骤820,信号处理部件230将第一控制信号(例如,经由ASIC 220在线缆112内部)发送到超声换能器阵列128。例如,第一控制信号可以激活换能器阵列128的一个或多个超声换能器312,将超声换能器312切换到发射模式,并且触发超声换能器312发射超声波束。

[0058] 在步骤825,换能器阵列128(例如,一个或多个换能器312)发射超声波束,其可包括脉冲的序列。当超声波束到达换能器阵列128附近和/或周围的组织和结构时,发射的超声波束的一部分被组织反射,产生超声回波。

[0059] 在步骤830,信号处理部件230将第二控制信号(例如,经由ASIC 220在电缆112内部)发送到超声换能器阵列128,以将一个或多个换能器312切换到接收模式。在步骤835,超声换能器阵列128接收超声回波。在步骤840,超声换能器阵列128例如经由ASIC 220将从超声回波获得的超声回波信号发送到信号处理部件230。

[0060] 在步骤845,信号处理部件230调节超声回波信号。例如,信号处理部件230可以对超声回波信号执行滤波、放大、压缩和/或任何预处理。在一些实施方案中,放大可以是时间增益控制的(TGC)。在步骤850,信号处理部件230将经调节的信号发送到无线通信部件104。

[0061] 在步骤855,无线通信部件104将携带经调节的信号的第二无线信号发送到例如无线通信部件122的外部。无线通信部件104可以通过根据预定无线通信协议对经调节的信号进行编码来生成第二无线信号。随后,无线通信部件122可以将经调节的信号传送到图像处理系统124以生成可以在监视器126上显示的图像。

[0062] 本领域技术人员将认识到,以上描述的装置、系统和方法可以多种方式进行修改。因此,本领域技术人员将领会,由本公开所包含的实施例不限于以下描述的特定示范性实施例。在该方面,尽管已经示出和描述了说明性实施例,但是在以上公开中预期宽范围的修改、改动和替换。要理解,可以对前文进行这样的变化而不偏离本公开的范围。因此,合适的是,随附权利要求被宽泛地并且以与本公开相符地方式理解。

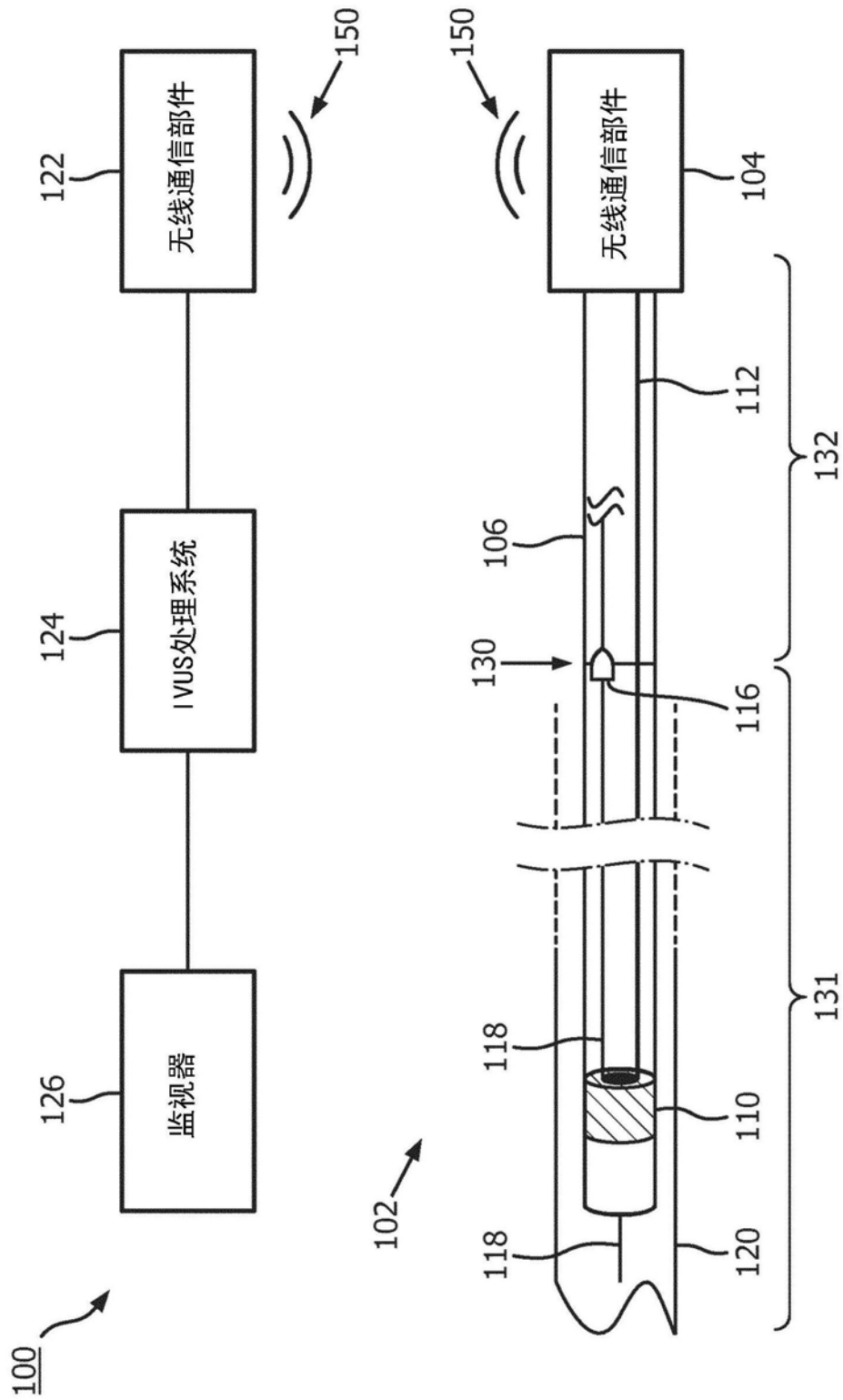


图1

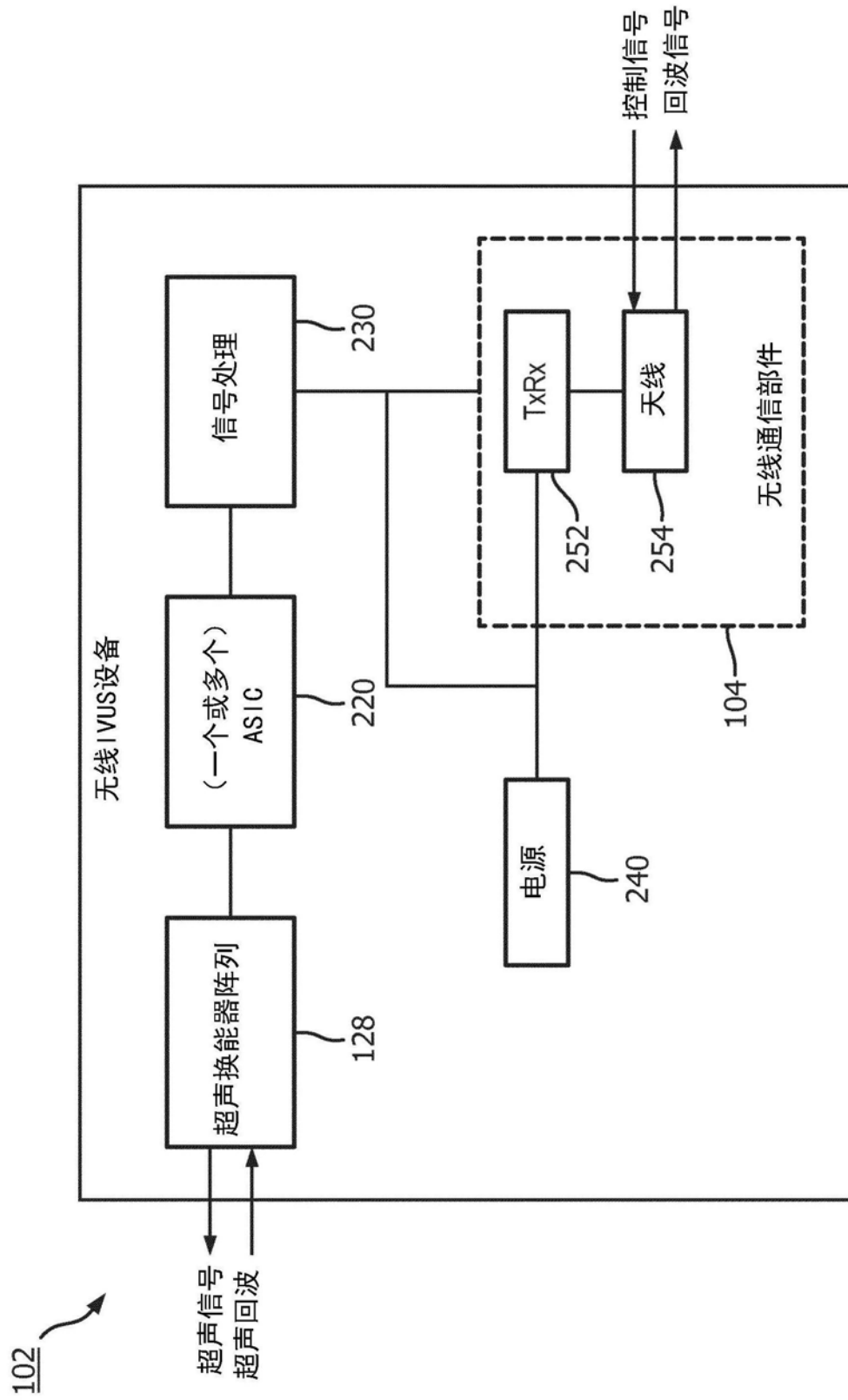


图2

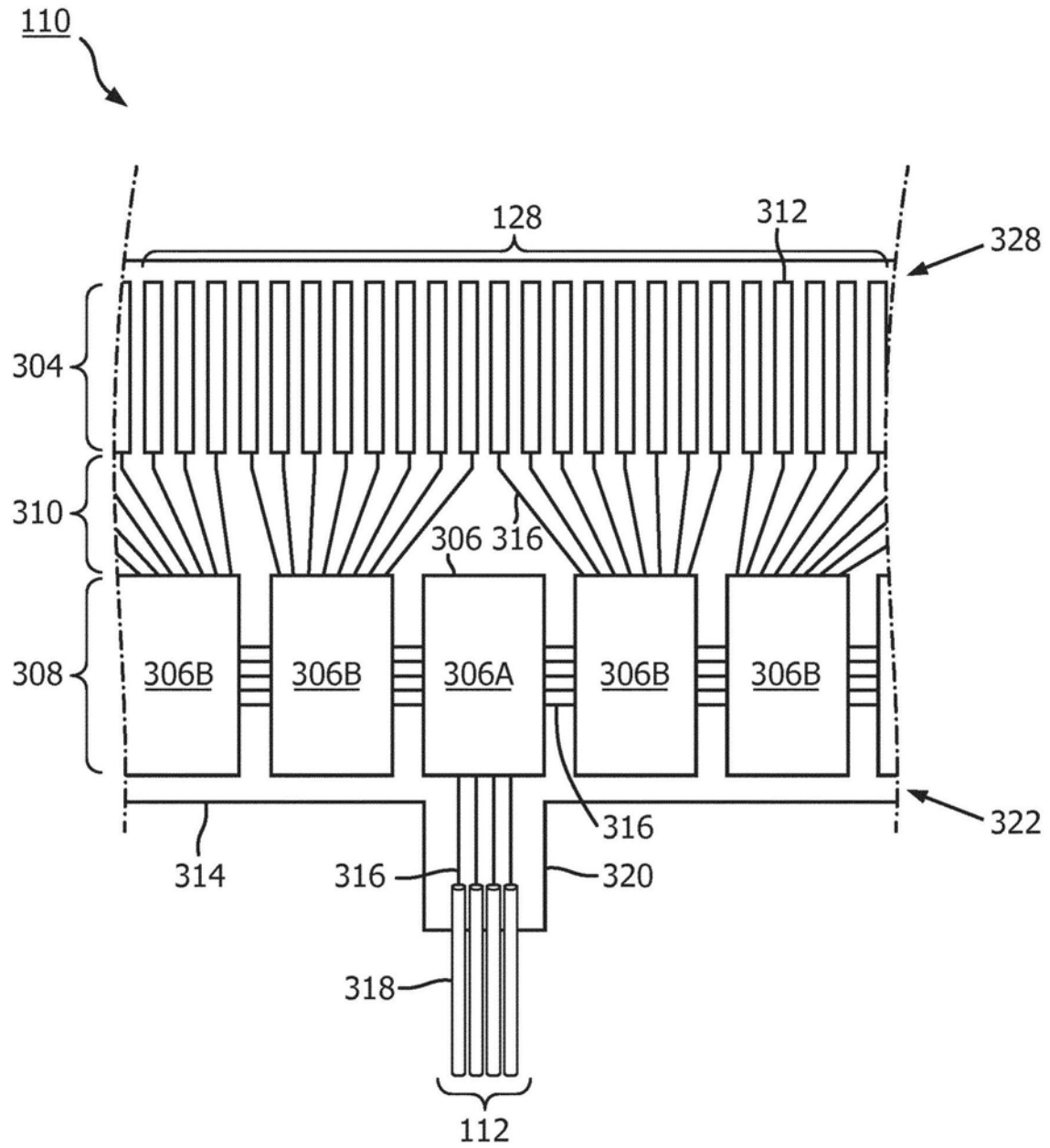


图3

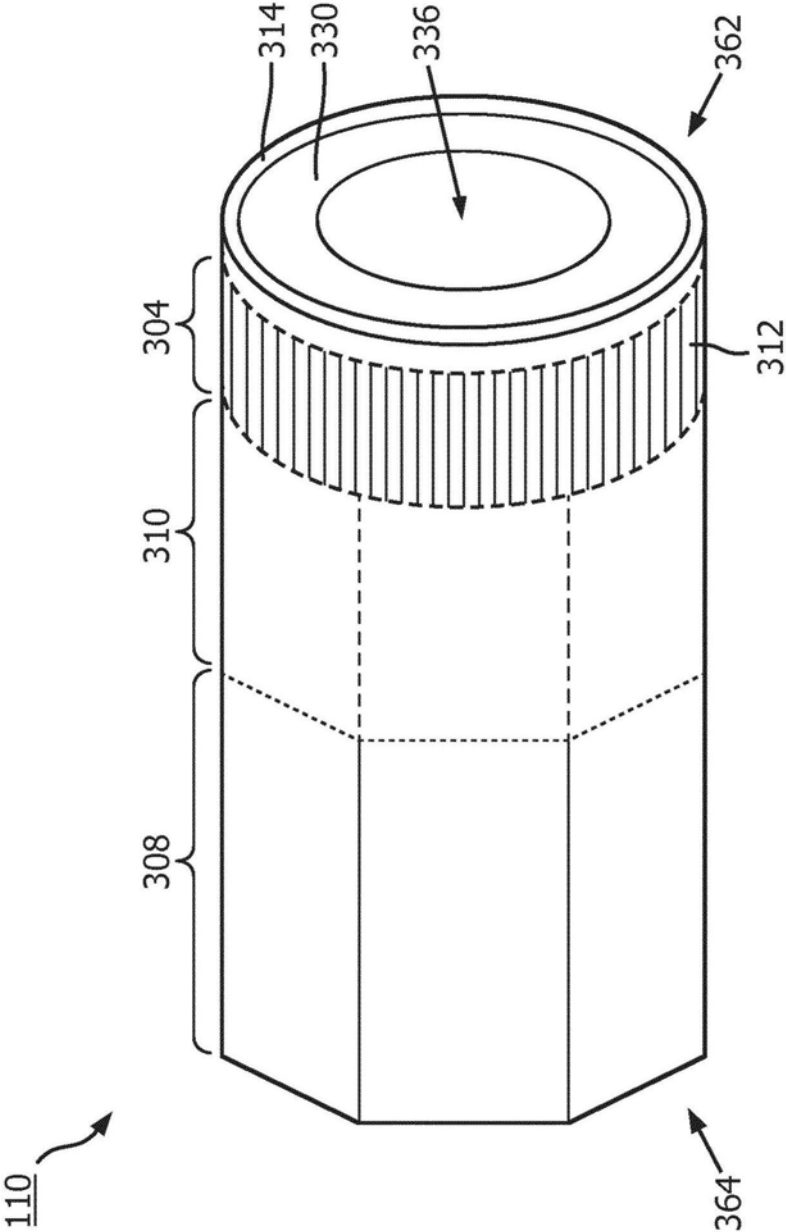


图4

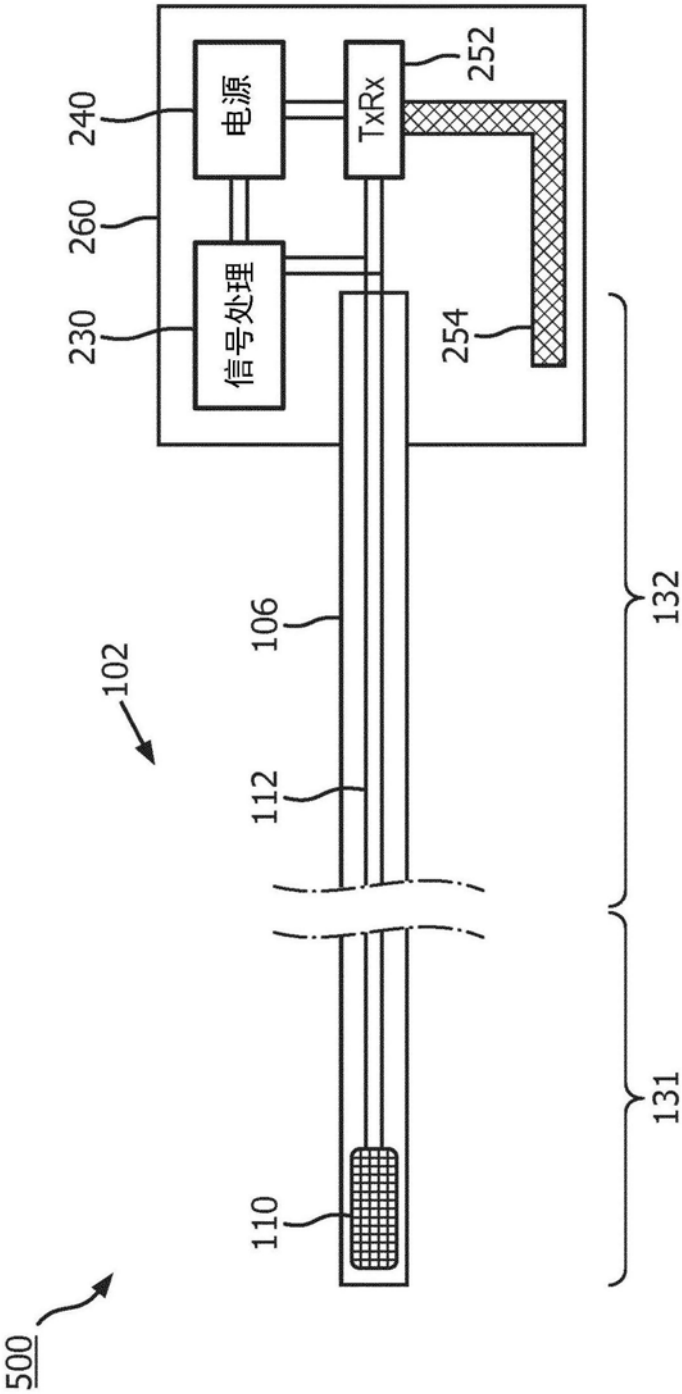


图5

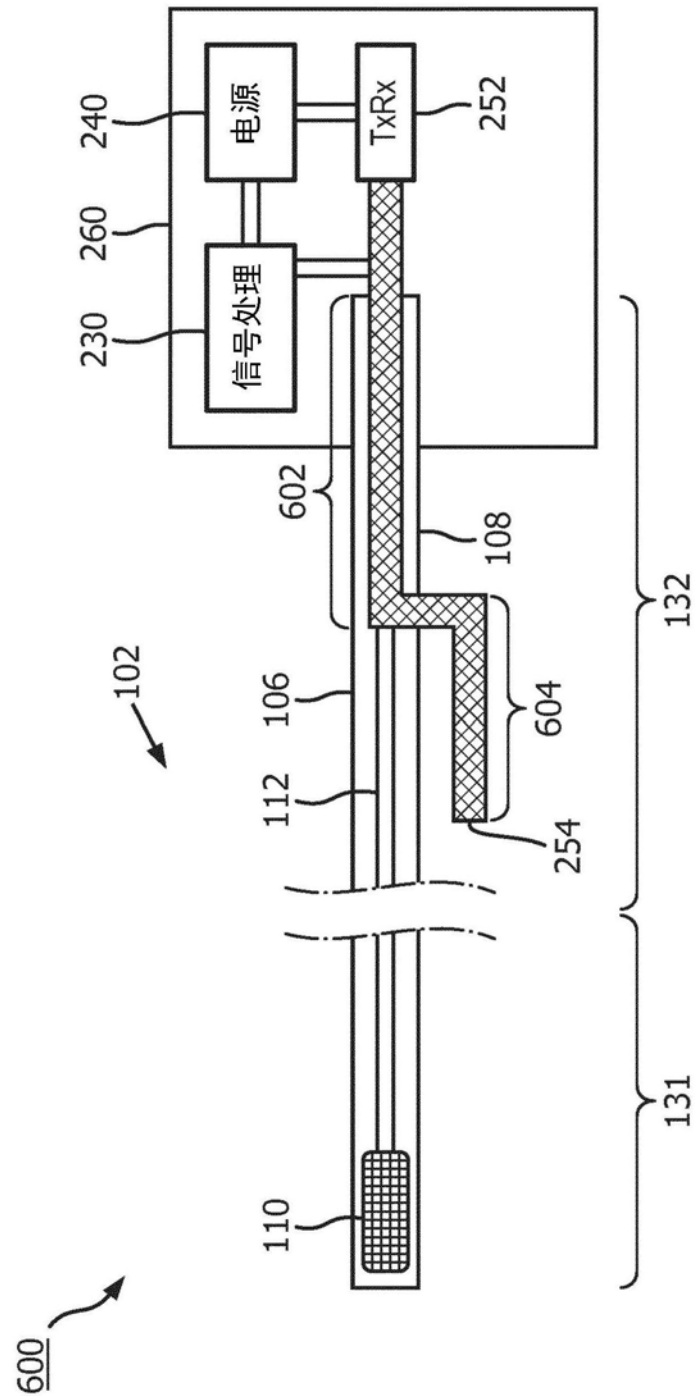


图6

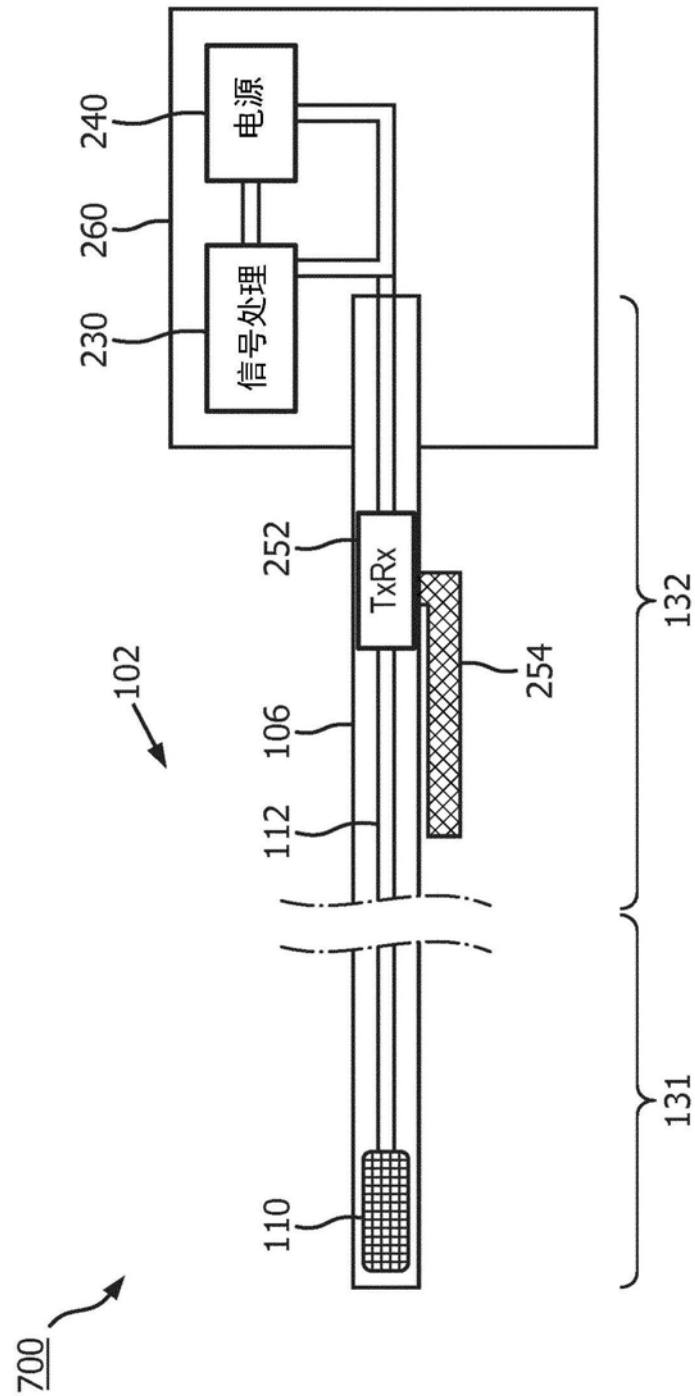


图7

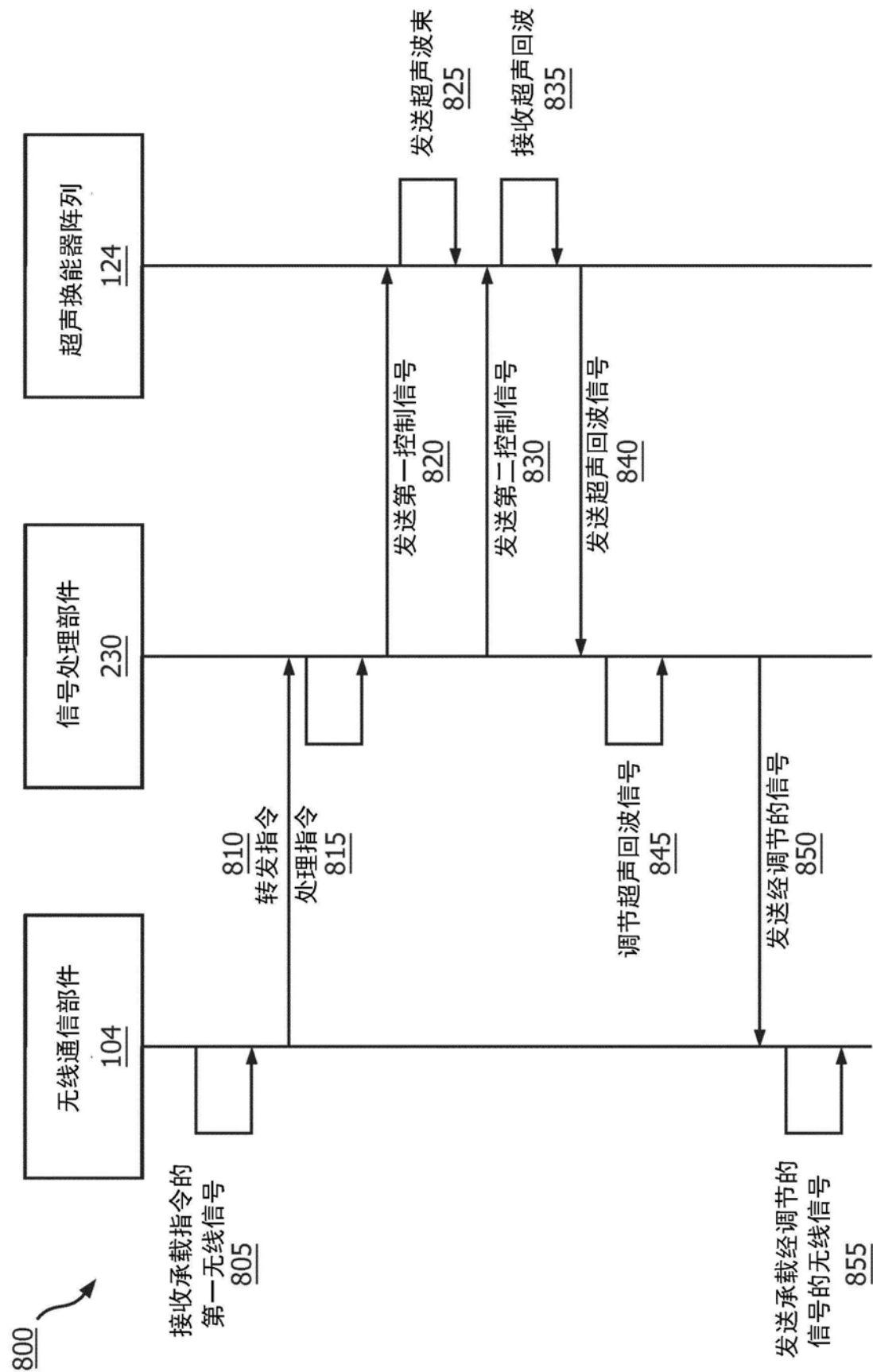


图8

