



(10)申请公布号 CN 110072464 A

(21)申请号 201780076757.0

(22)申请日 2017.12.08

代理人 王英 刘炳胜

(30) 优先权数据

(51) Int.Cl.

62/433051 2016.12.12 US

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/00(2006.01)

2019.06.12

A61B 34/20(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 90/00(2006.01)

PCT/EP2017/081943 2017.12.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/108717 EN 2018.06.21

(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 R·Q·埃尔坎普 A·K·贾殷

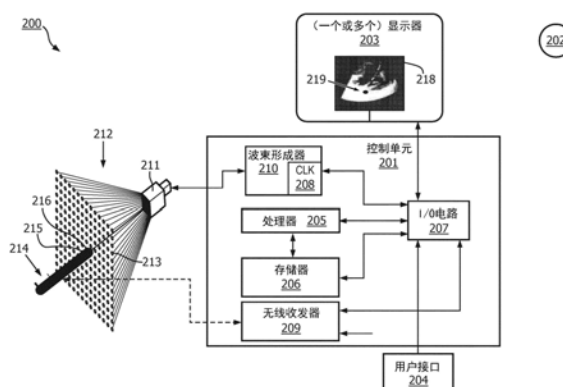
S · 巴拉特 F · G · G · M · 维尼翁

K·维迪雅

权利要求书2页 说明书15页 附图10页

用于超声跟踪的无源和有源传感器

一种系统(200)在患者感兴趣的区域中执行医学流程。所述系统包括可插入感兴趣区域的介入医学设备(214)以及附接到所述介入设备的部分的传感器(215),所述传感器被配置为将来自超声成像探头(211)的超声波转换成对应的电射频(RF)信号。对应的RF信号由感兴趣区域外的无线接收器(209)接收,使得能够确定所述感兴趣区域内的传感器的位置。



1. 一种用于在患者的感兴趣区域中执行医学流程的系统,所述系统包括:
介入医学设备,其能够插入到所述感兴趣区域中;以及
传感器,其被附接到所述介入设备的部分,所述传感器被配置为将来自超声成像探头的超声波转换成对应的电射频(RF)信号,
其中,所述对应的RF信号由在所述感兴趣区域外部的无线接收器接收,使得能够确定所述感兴趣区域内的所述传感器的位置。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述传感器的所述位置是基于所述超声波击中所述传感器与所述无线接收器接收到对应的电信号之间的已知延迟以及关于所述超声成像探头的发射模式的信息来确定的。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述传感器是无源传感器,使得所述RF信号由所述无线接收器直接从所述无源传感器接收。
4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述无源传感器包括射频识别(RFID)芯片和至少一个附接的天线。
5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述RFID芯片包括:
转变区域,其被配置为通过将为纵波的所述超声波变换为对应的表面声波来执行模式转换;以及
表面声波(SAW)谐振器,其具有被调谐到谐振频率的电子谐振器电路,所述电子谐振器电路用于通过以所述谐振频率使所述SAW谐振器谐振来将所述表面声波转换成所述RF信号。
6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述SAW谐振器以所述谐振频率谐振时从所述表面声波收获能量,所收获的能量为所述RFID芯片供电。
7. 根据权利要求3所述的系统,还包括:
RF发射器,其被配置为经由在所述无源传感器远程的外部天线连续地广播外部RF信号,所述外部RF信号由所述无源传感器接收。
8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述无源传感器以高阶谐波反射连续广播的外部RF信号,使得能够从所述无源传感器接收关于所述RF信号的信息,而不中断来自所述外部天线的所述外部RF信号的发射。
9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述无源传感器包括被附接到本地天线的电子谐振器电路,并且包括具有谐振腔的超声传感器,所述谐振腔对所述电子谐振器电路进行调制和/或使所述电子谐振器电路失谐。
10. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述传感器是有源传感器,使得所述RF信号被有源地发射到所述无线接收器。
11. 根据权利要求10所述的系统,还包括:
有源电路,其被配置为从所述有源传感器接收所述RF信号,并将所述RF信号发射到所述无线接收器,所述有源电路由独立于所述有源传感器的电源供电。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述电源包括电池。
13. 根据权利要求11所述的系统,其中,有源电路被定位于所述介入医学设备的手柄或集线器中。
14. 根据权利要求13所述的系统,其中,来自所述有源传感器的所述RF信号由所述有源

电路无线地接收。

15. 根据权利要求13所述的系统,其中,来自所述有源传感器的所述RF信号由所述有源电路经由沿着所述介入医学设备延伸的一条或多条导线接收。

16. 根据权利要求11所述的系统,其中,有源电路包括用于接收来自所述有源传感器的所述RF信号的接收器、用于放大接收到的RF信号的放大器以及用于将经放大的RF信号发射到所述无线接收器的发射器。

17. 一种超声系统,包括:

超声探头,其适于对感兴趣区域进行声处理;

介入医学设备,其能够插入到所述感兴趣区域中;

传感器,其被附接到所述介入设备的远端,所述传感器被配置为将来自所述超声探头的超声转换成对应的电射频(RF)信号,以及

控制单元,其在所述超声探头和所述介入医学设备的远程,所述控制单元适于提供来自所述超声探头的图像,所述控制单元包括:

无线收发器,其被配置为直接或间接地从所述传感器接收所述对应的RF信号,使得能够确定所述感兴趣区域内的所述传感器的位置,以及

处理器,其被配置为至少部分地基于所述RF信号来确定所述传感器的位置并将所述介入医学设备的位置叠加在所述图像上。

18. 一种用于在患者的感兴趣区域中执行医学流程的系统,所述系统包括:

介入医学设备,其能够插入到所述感兴趣区域中;

传感器,其被附接到所述介入设备的部分,所述传感器被配置为将来自超声成像探头的超声转换成对应的电射频(RF)信号;以及

RF发射器,其被配置为经由在所述传感器远程的外部天线连续广播外部RF信号,所述外部RF信号由所述无源传感器接收,

其中,所述RF发射器检测所述外部天线上的调制负载,指示所述传感器何时将超声波转换成所述对应的电RF信号,使得能够确定所述感兴趣区域内的所述传感器的位置。

19. 根据权利要求18所述的系统,其中,所述传感器包括电子谐振器电路,所述电子谐振器电路包括电容元件并且响应于所述超声波而使谐振频率失谐。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中,所述电容元件包括电容式微机械超声换能器(CMUT)设备。

用于超声跟踪的无源和有源传感器

背景技术

[0001] 对原位在患者上使用的医学设备的位置跟踪使得能够执行侵入性较小的医学流程。举例来说,超声引导的医学流程实现了特定医学设备相对于患者中的感兴趣位置的定位。

[0002] 在特定基于超声的医学设备跟踪中,从尖端延伸到医学设备的手柄的电线将信号传输到控制台/工作站以进行数据分析。

[0003] 除了其他缺点之外,通过线缆将医学仪器连接到控制台/工作站使得临床工作流程复杂化,并且引入了不期望的线缆管理。结果,由于将医学设备连接到控制台的线缆的存在,临床工作流程经常受到阻碍。这不仅使临床医师执行该程序变得麻烦,而且还限制了这种已知的线缆连接的设备和系统的市场接受度。

[0004] 因此,期望提供一种用于原位确定医学仪器的位置的装置、系统、方法和计算机可读存储介质,其至少克服上述已知设备的缺点。

附图说明

[0005] 根据下面结合附图考虑的代表性实施例的详细描述中,将更容易理解本发明,如下所述。

[0006] 图1A是描绘根据代表性实施例的双向超声信号传输的概念图。

[0007] 图1B是描绘根据代表性实施例的单向超声信号传输的概念图。

[0008] 图2是示出根据代表性实施例的超声系统的示意性框图。

[0009] 图3A是示出根据代表性实施例的医学设备的简化示意框图。

[0010] 图3B是示出根据本发明的另一说明性实施例的医学设备的简化示意图。

[0011] 图4A是描绘使用多个超声波束的帧扫描的概念图。

[0012] 图4B示出了根据代表性实施例的医学设备的帧触发信号、线触发信号和接收的传感器信号的相对定时。

[0013] 图5是描绘根据代表性实施例的收获能量的无源超声换能器的概念图。

[0014] 图6A是描绘根据代表性实施例的无源超声传感器的概念图,所述无源超声传感器经由外部天线从RF发射器接收连续广播的低频RF信号。

[0015] 图6B是描绘根据代表性实施例的可以结合为无源超声传感器的电容式微机械超声换能器(CMUT)的概念图。

[0016] 图6C是描绘根据代表性实施例的无源超声传感器的概念图,所述无源超声传感器接收第一基频的连续广播外部RF信号,并且反射第二基频的谐波信号。

[0017] 图7是描绘根据代表性实施例的收集能量以发送用于有源中继的RF信号的有源传感器的概念图。

[0018] 图8是描绘根据代表性实施例的有源传感器的概念图,所述有源传感器经由导线发送用于有源中继的RF信号。

具体实施方式

[0019] 在下文中参考附图描述本教导,附图中示出了代表性实施例。本发明的教导能够以不同的形式来实施,并且不应该被解释为限于本文中阐述的实施例。而是,这些实施例作为教导示例而被提供。

[0020] 通常,根据各种实施例,应理解本文使用的术语仅用于描述特定实施例的目的,而不是限制性的。任何定义的术语附加于在本教导的技术领域中通常理解和接受的定义术语的技术和科学含义。

[0021] 如说明书和所附权利要求中所使用的,术语“一”、“一个”和“该”包括单数和复数指代物,除非上下文另行明确指出。因此,例如,“设备”包括一个设备和多个设备。

[0022] 除非另有说明,否则当称一个元件或部件“连接到”、“耦合到”另一个元件或部件时,应该理解,所述元件或部件可以直接连接、直接耦合到另一个元件或部件,或者,可以存在中间元件或部件。也就是说,这些和类似术语包括可以采用一个或多个中间元件或部件来连接两个元件或部件的情况。然而,当元件或部件被称为“直接连接”到另一元件或部件时,这仅包括两个元件或部件彼此连接而没有任何中间或中间元件或部件的情况。

[0023] 而且,应该理解,除了它们的普通含义之外,术语“基本”或“基本上”意味着在本领域普通技术人员可接受的限度或程度内。例如,“基本上抵消”意味着本领域普通技术人员会认为抵消是可接受的。同样地,除了其普通含义之外,术语“近似”意指在本领域普通技术人员可接受的限度或数量内。例如,“近似相同”意味着本领域普通技术人员将认为被比较的项目是相同的。

[0024] 可以使用方向性术语/短语和相对术语/短语来描述如附图中所示的各种元件彼此的关系。除了附图中描绘的取向之外,这些术语/短语旨在包含设备和/或元件的不同取向。

[0025] 在这些附图中,类似地编号的元件是等价元件或执行相同功能。如果功能是等价的,则将不一定在后来的附图中讨论先前已经讨论过的元件。

[0026] 首先,应注意,医学图像可包括2D或3D图像,例如使用超声探头获得的图像,以及医学仪器相对于来自超声探头的超声信号的图像帧的位置。

[0027] 根据代表性实施例,公开了一种用于执行医学流程的装置。所述装置包括:传感器,其适于将入射到其上的超声信号转换成电信号;无线收发器,其被配置为从所述传感器接收电信号,并且将所述电信号发送到定位在所述装置的远程的无线接收器。

[0028] 根据另一代表性实施例,一种超声系统包括:超声探头,其适于对感兴趣区域进行声处理;被配置为执行医学流程的装置,所述装置包括:传感器,其适于将入射到其上的超声信号转换成电信号;以及第一无线收发器,其被配置为发送所述电信号;以及远离所述超声探头和所述装置的控制单元。所述控制单元适于提供来自所述超声探头的图像。所述控制单元包括:第二无线收发器,其被配置为从所述第一无线收发器接收所述电信号,并且所述处理器适于将所述设备的位置叠加在所述图像上。

[0029] 通过说明性和非限制性示例的方式,图1A和1B提供了双向波束成形(图1A)和单向波束成形(图1B)之间的比较。

[0030] 转到图1A,代表双向波束形成,示出了N个元件104的成像阵列102发出撞击在反射体106上的超声信号。由于超声出射和返回(从成像阵列到反射体并返回到成像阵列),因此

该波束成形是“双向”或“往返”波束成形。在接收到(已经反射回来的超声)时,波束成形确定反射体106的反射率和反射体相对于阵列102的位置。阵列102发出超声波束108,超声波束108从反射体106反射并返回到阵列102的所有元件104。对于元件 i ,波束在距离 $r(P) + d(i, P)$ 上飞行。每个元件104连续测量返回超声的幅值。对于每个元件104,直到该测量的最大值的时间,即“往返飞行时间”,指示总飞行距离。由于飞行的 $r(P)$ 是恒定的,因此确定返回飞行距离 $d(i, P)$ 。根据这些测量结果,几何地计算反射体106的相对位置。关于反射体106的反射率,可以通过对所有 i (即,在所有元件104上)的最大值求和来指示。值得注意的是,波束形成(几何计算)不仅发生在接收模式,而且发生在发射模式。这样的发射模式中的波束形成器(例如,结合图2描述的波束形成器210)将适当延迟的信号发送到所有元件104(并生成帧和线触发信号),并且在接收模式中对来自各个元素104的信号适当地延迟和求和。

[0031] 当对组织进行成像时,可能存在分别具有变化的反射幅值的许多反射体。为了找到特定位置处的组织反射强度,计算该位置的几何元素延迟并且对经移位的信号进行求和。在称为动态接收波束形成的过程中,这些延迟随着整个成像帧的构建而在时间上动态变化。为了跟踪仪器,可以用设备位置处的传感器记录数据,并且还可以记录帧和线触发的定时。

[0032] 转到图1B,描绘了单向(接收)波束成形。值得注意的是,顾名思义,在单向波束成形中存在回声,但是没有使用它。相反,超声发射器110发射超声波束112,其入射在阵列102的每个元件104上。与双向波束形成情况相反,这里的飞行是在距离 $d(i, P)$ 上。从发射超声波束112到在元件104处的最大幅值读数的时间确定该元件 i 的值 $d(i, P)$ 。因此,可以几何地导出超声发射器110的位置,并且通过对最大幅值读数求和来计算反射率。

[0033] 虽然单向波束成形可以通过延迟逻辑在时域中实现,但是如上所述,它也可以通过众所周知的傅里叶波束成形算法在频域中实现。

[0034] 随着本描述的继续,将变得更清楚的是,双向波束形成用于逐帧地收集图像;单向波束形成用于确定设置在医学设备(有时统称为装置)上的已知位置的传感器的位置。例如,传感器可以附接在针或其他医学设备的尖端(或远离末端)处或附近(例如,约1mm处)。

[0035] 图2是示出根据本发明的代表性实施例的超声系统200的简化示意框图。超声系统200包括多个部件,其功能在下面更全面地描述。

[0036] 超声系统包括控制单元201和用户接口204,控制单元201被连接到显示器203。控制单元201包括处理器205和输入输出(I/O)电路207,处理器205被连接到存储器206。控制单元201还包括时钟(CLK)208(有时称为第一时钟),其向I/O电路提供时钟信号以分配到超声系统200并在超声系统200中使用,如下面更全面地描述的。随着本描述的继续将变得更清楚的是,时钟208基本上与医学设备214的时钟(未示出)同步,以确保在扫描期间由控制单元201提供的帧和触发信号的基本同时性。

[0037] 控制单元201还包括无线收发器209,其适于连接到超声系统200的各种部件,例如无线网络202,以及其他部件,如下面更全面描述的。

[0038] 最后,控制单元201包括波束形成器210。波束形成器210适于从超声成像探头211接收信号。如下面更全面描述的,超声成像探头211适于扫描感兴趣区域212,并在逐帧的基础上提供图像。

[0039] 超声系统200还包括医学设备214,其包括设置在医学设备214的远端216处或附近(距已知距离)的传感器215(更详细地参见图3和图4)。远端216被设置在感兴趣区域212中的目标位置处。

[0040] 如下面更全面地描述的,传感器215适于将由超声成像探头211提供的超声波束转换成电信号,并且将来自传感器215的原始数据、或者部分或者完全处理的数据(例如,计算的传感器位置)直接或间接地(例如,经由位于医学设备214的近端的发射器或转发器)从传感器215经由无线收发器提供到控制单元201。这些数据,取决于它们的处理程度,或者由控制单元201使用以确定医学设备214的远端216的位置,或者向控制单元201提供医学设备214的远端216的位置。

[0041] 随着本描述的继续将变得更清楚的是,控制单元201说明性地是计算机系统,其包括可以被执行以使控制单元201执行本文中所公开的方法或基于计算机的功能中的任何一个或多个的一组指令。控制单元201可以作为独立设备(例如,作为独立超声系统的计算机)操作,或者可以例如使用无线网络202连接到其他计算机系统或外围设备。通常,使用硬件接口进行到无线网络202的连接,硬件接口通常是I/O电路207的部件,如下所述。

[0042] 根据代表性实施例,显示器203是适于显示图像或数据的输出设备和/或图形用户接口。显示器可以输出视觉、音频和触觉数据。例如,显示器203可以是但不限于:电脑监视器,电视屏幕,触摸屏,触觉电子显示屏,盲文屏幕,阴极射线管(CRT)、存储管、双稳态显示器、电子纸、向量显示器、平板显示器、真空荧光显示器(VF)、发光二极管(LED)显示器、电致发光显示器(ELD)、等离子显示面板(PDP)、液晶显示器(LCD)、有机发光二极管显示器(OLED)、投影机和头戴式显示器。

[0043] 用户接口204允许临床医师或其他操作者与控制单元201交互,从而与超声系统200交互。用户接口204可以向操作者提供信息或数据和/或从临床医师或其他操作者接收信息或数据,并且可以使得来自临床医师或其他操作者的输入能够由控制单元201接收并且可以从控制单元201向用户提供输出。换句话说,用户接口204可以允许临床医师或其他操作者控制或操纵控制单元,并且可以允许控制单元201指示临床医师或其他操作者的控制或操纵的效果。数据或信息在显示器203或图形用户接口上的显示是向操作者提供信息的范例。通过触摸屏、键盘、鼠标、跟踪球、触摸板、指点杆、图形输入板、操纵杆、游戏板、网络摄像头、头盔、变速杆、方向盘、有线手套、无线遥控器以及加速度计接收数据都是实现从用户接收信息或数据的用户接口部件的范例。

[0044] 类似于显示器203的用户接口204说明性地经由硬件接口(未示出)和I/O电路207耦合到控制单元201,如本领域技术人员将理解的。硬件接口使处理器205能够与超声系统200的各种部件交互,以及控制外部计算设备(未示出)和/或设备。硬件接口可以允许处理器205将控制信号或指令发送到超声系统200的各种部件,以及外部计算设备和/或装置。硬件接口还可以使处理器205能够与超声系统的各种部件以及外部计算设备和/或装置交换数据。硬件接口的范例包括但不限于:通用串行总线、IEEE 1394端口、并行端口、IEEE 1284端口、串行端口、RS-232端口、IEEE-488端口、蓝牙连接、无线局域网连接、TCP/IP连接、以太网连接、控制电压接口、MIDI接口、模拟输入接口和数字输入接口。

[0045] 在联网部署中,控制单元201可以在服务器-客户端用户网络环境中以服务器或客户端用户计算机的身份运行,或者作为对等(或分布式)网络环境中的对等控制单元运行。

控制单元201还可以实现为或并入各种设备中,例如固定计算机、移动计算机、个人计算机(PC)、膝上型计算机、平板计算机、无线智能电话、机顶盒(STB)、个人数字助理(PDA)、全球定位卫星(GPS)设备、通信设备、控制系统、摄像机、网络设备、网络路由器、交换机或桥接器、或任何其他机器,所述机器能够执行指定该机器要采取的操作一组指令(顺序或其他)。控制单元201可以作为特定设备或作为特定设备并入,所述特定设备继而包括在包括附加设备的集成系统中。在代表性实施例中,控制单元201可以使用提供语音、视频或数据通信的电子设备来实现。此外,虽然示出了单个控制单元201,但术语“系统”还应被视为包括单独或联合执行一组或多组指令以执行一个或多个计算机功能的任何系统或子系统的集合。

[0046] 用于控制单元201的处理器205是有形的和非瞬态的。如本文所用,术语“非瞬态”不应被解释为状态的永恒特征,而是被解释为将持续一段时间的状态的特征。术语“非瞬态”特别地否定了稍纵即逝的特征,例如特定传播载波或信号的特征或者在任何时间仅在任何地方瞬态存在的其他形式。

[0047] 处理器205是制品和/或机器部件。如下面更全面描述的,处理器205被配置为执行软件指令以便执行如本文的各种代表性实施例中描述的功能。处理器205可以是通用处理器,或者可以是专用集成电路(ASIC)的部分。处理器205还可以是微处理器、微计算机、处理器芯片、控制器、微控制器、数字信号处理器(DSP)、状态机或可编程逻辑设备。处理器205还可以是逻辑电路,包括可编程逻辑器件(PLD)、例如可编程门阵列(PGA)、现场可编程门阵列(FPGA)、或包括分立栅极和/或晶体管逻辑的其他类型的电路。处理器205可以是中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)或两者。另外,处理器205可以包括多个处理器、并行处理器或两者。多个处理器可以包括在超声系统200的单个设备或多个设备中或耦合到超声系统200的单个设备或多个设备。

[0048] 存储器206是制品和/或机器部件,并且是计算机可读介质,计算机可以从该计算机可读介质读取数据和可执行指令。存储器206可以包括随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、闪存、电可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、寄存器、硬盘中的一个或多个磁盘、可移动磁盘、磁带、光盘只读存储器(CD-ROM)、数字通用磁盘(DVD)、软盘、蓝光碟或本领域已知的任何其他形式的存储介质。存储器可以是易失性的或非易失性的、安全的和/或加密的、不安全的和/或未加密的。

[0049] 通常,存储器206包括可以存储数据和可执行指令的有形存储介质,并且在存储指令的时间期间是非瞬态的。此外,当由处理器205执行时,存储在存储器206中的指令可用于执行如本文所述的一个或多个方法和过程。在特定实施例中,指令可完全或至少部分地驻留在存储器206内。值得注意的是,指令可以在控制单元201执行期间驻留在处理器205内。

[0050] 根据下面结合图3A-4B描述的代表性实施例,传感器215的位置由医学设备214确定,并经由无线收发器209发送到控制单元201。使用所提供的传感器215的位置,处理器205执行存储在存储器206中的指令以将传感器215的位置叠加到图像帧,并且因此相对于每个帧的图像叠加医学设备214的远端216。在另一代表性实施例中,存储器206中存储的指令由处理器205执行,以确定传感器215在图像帧中的位置,并叠加传感器215的位置,并且因此相对于每个帧的图像叠加医学设备214的远端216。下面结合图4A和4B描述确定远端216的位置的一种说明性方法,其中指令存储在存储器206中。

[0051] 替代地,根据代表性实施例,并且如上所述,可以构造专用硬件实现,例如专用集

成电路 (ASIC)、可编程逻辑阵列和其他硬件部件,以实现一种或多种方法和本文所述的过程。这里描述的一个或多个代表性实施例可以使用两个或更多个特定互连硬件模块或设备来实现功能,所述硬件模块或设备具有可以在模块之间和通过模块进行通信的相关控制。因此,本公开涵盖软件、固件和硬件实现方式。本申请中的任何内容都不应被解释为仅用软件而不是诸如有形非瞬态处理器和/或存储器之类的硬件而实现或可实现。

[0052] 根据本公开的各种实施例,可以使用执行软件程序的基于硬件的控制单元201来实现本文描述的方法。此外,在代表性实施例中,实现可以包括分布式处理、部件/对象分布式处理和并行处理。可以构造虚拟计算机系统处理以实现如本文所述的一个或多个方法或功能,并且本文描述的处理器205可以用于支持虚拟处理环境。

[0053] 本教导设想了一种计算机可读介质,其包括指令,或响应于传播信号接收和执行指令;使得连接到无线网络202的设备可以通过无线网络202传送语音、视频或数据。此外,可以经由网络接口设备(未示出)在无线网络202上发送或接收指令。

[0054] 预期无线收发器209是射频(RF)收发器或光电收发器。如下面更全面描述的,医学设备214包括适于与无线收发器通信的收发器,因此取决于无线收发器的部件,可以是RF收发器或光电收发器。因此,无线收发器209至少包括天线、多路复用/多路分解部件,放大器和滤波器,以根据需要向医学设备214发送数据和从医学设备214接收数据。

[0055] I/O电路207接收来自超声系统200的各种部件的输入,并向处理器205提供输出和从处理器205接收输入,如下面更全面地描述的。I/O电路207控制与控制单元201外部的元件和设备的通信。I/O电路207用作包括必要逻辑的接口,用于向/从处理器205解释输入和输出信号或数据。I/O电路207被配置为例如经由有线或无线连接从波束形成器210接收所采集的实况图像。I/O电路207还被配置为从医学设备214接收数据。如下面更全面描述的, I/O电路207将这些数据提供给处理器205,以最终将医学设备214的远端216的位置叠加在特定图像帧中。

[0056] 概括地说,在操作中,基于来自I/O电路207提供给处理器205的用户接口204的输入,处理器205通过超声成像探头211启动扫描。扫描在感兴趣区域212上发射超声。超声用于通过波束形成器210来形成帧的图像;并且用于确定医学设备214的传感器215的位置。可以理解,图像由双向超声传输序列形成,感兴趣区域的图像通过多个换能器传输和反射子光束而形成。相反,这些子光束入射在传感器215上,传感器215以单向超声方法将超声信号转换成电信号。如下面结合图4A和4B所描述,基于在波束形成器210中生成的帧和线触发信号以及经由提供给医学设备214的无线收发器209,确定传感器215的位置。

[0057] 虽然感兴趣区域212中的图像由超声成像探头211获得,但是传感器215获得单向数据。如上所述,并且如下面更全面描述的,这些数据可以包括原始数据、部分处理的数据或完全处理的数据。根据处理程度,可以将这些数据提供给处理器205,以执行存储在存储器206中的指令,以确定传感器215在来自波束形成器210的超声图像的坐标系中的位置。或者可以包括所确定的传感器215在坐标系中的位置,所述坐标系在执行存储在存储器206中的指令时使用,以在其坐标系中叠加传感器215在超声图像上的位置。为此,波束形成器210处理波束形成的信号以用于显示为帧的图像。波束形成器210的输出可以提供给处理器205。来自传感器215的数据可以是原始数据,在这种情况下,处理器205执行存储器206中的指令以确定传感器215在图像的坐标系中的位置;或者,来自传感器215的数据可以由医学

设备处理,以确定传感器215在图像的坐标系中的位置。无论哪种方式,处理器205都被配置为将来自波束形成器210的图像上的特定帧上叠加来自该帧的传感器215的位置。在显示器203上提供合成图像218,其包括来自超声成像探头211的帧的图像和该帧中的传感器215的叠加的位置219,向临床医师提供医学设备214的远端位置216相对于感兴趣区域212的实时反馈。可以理解,对于每个帧重复传感器215的位置的叠加,以使得能够完全实时地原位相对于特定帧的合成图像218叠加传感器215的位置。

[0058] 图3A是示出根据代表性实施例的医学设备300的简化示意框图。以上结合图1A-2描述的医学设备的许多细节对于医学设备300的细节相同,并且在医学设备300的描述中可以不重复。

[0059] 预期医学设备300是需要远端相对于感兴趣区域中的位置定位的若干医学设备中的任何一个,包括但不限于针,例如活组织检查或治疗针,或者医学仪器,例如腹腔镜或手术刀。需要强调的是,所列出的医学设备仅仅是说明性的,并且预期通过确定其远端而使临床医师受益的其他医学设备。

[0060] 转到图3A,医学设备300包括设置在远端301处或附近(距已知距离)的传感器302。如上所述,传感器302是超声传感器,适于将入射在其上的超声(机械)波转换成电信号。在代表性实施例中,传感器包括压电元件,例如薄膜压电材料或压电陶瓷材料。在超声信号入射时,传感器实现转换,并且连接到传感器302的电极(未示出)通过电导体或光导体303将电信号发送到集线器304。集线器304可以是例如医学设备300的手柄,其被设置在医学设备300的近端。

[0061] 在处理来自传感器302的电信号之后,如上文和下文所述,无线收发器312将经处理的电信号发送到远离医学设备300的控制台(例如,控制单元201)。如上所述,取决于控制台处的无线收发器的类型(例如,控制单元201的无线收发器209),无线收发器312可以是RF收发器或光电收发器,例如,适于从控制台发送和接收数据,但是可以在不脱离本教导的范围的情况下并入其他收发器。

[0062] 作为示例,无线收发器312与控制台处的无线收发器之间的无线连接可以被配置为在已知的无线协议下操作,包括但不限于蜂窝网络、蓝牙或Wi-Fi,并且包括必要的用于实现协议层结构的部件。替代地,可以使用专有协议来实现无线连接。

[0063] 此外,光学链路可用于实现无线连接。仅作为示例,根据代表性实施例,可以使用两个窄带光发射器(即,红色和绿色LED)来实现无线连接。说明性地,可以创建128位脉冲序列,其中红色闪烁表示“0”,绿色闪烁表示“1”以发送128位数。可以使用纠错编码(例如Reed-Solomon)以具有更鲁棒的传输。

[0064] 在当前描述的代表性实施例中,医学设备300包括信号调节模块305、处理器306和存储器307。值得注意的是,处理器306和存储器307可以包括与上述处理器205和存储器206相同或相似的结构和组成。

[0065] 医学设备300还包括时钟308(有时称为第二时钟),其基本上与控制台的时钟同步(例如,图2中所示的时钟208)。如下面结合图4A-4B更全面地描述的那样,从控制台/控制单元接收的帧和线触发信号的定时用于确定传感器302的位置。这样,时钟308和远程时钟(例如,时钟208)的基本同步对于确保传感器302相对于特定帧的扫描图像的定时的确定以及由此位置的确定是有用的。

[0066] 如图3B所示,信号调节模块305包括放大器309、滤波器310和数字转换器311。放大器309和滤波器310可以是用于对电信号进行放大和滤波以提供所需最小信噪比(SNR)的许多已知部件之一。数字转换器311可以是已知的数字转换器,例如通常用于RF或光通信的模数(A/D)转换器,这取决于在医学设备300与远程控制台之间传输的所选介质。

[0067] 根据代表性实施例,放大器309可以针对声学传感器302进行优化,并且包括诸如电荷放大和具有高共模信号抑制的平衡输入的特征,或者如果传感器本质上是光声的,则包括例如光电晶体管。滤波器310可以是简单的模拟带通滤波器,具有RF载波频率解调的模拟包络检测器,或者可以包含对特定波形图案高度敏感的非线性谐振结构。数字转换器311能够以适合于原始RF信号的速率进行采样,或者以足以进行适当RF包络采样的较低速率进行采样。为了优化动态范围,可以使用非线性量化步骤(例如LOG标度),和/或数字转换器参考电压可以基于最近测量的信号幅度或时间变化(TGC)。

[0068] 来自传感器302的输入信号通过放大器309处的电导体或光导体303接收,在那里它被放大到合适的水平,并被传输到滤波器310。在从滤波器310接收之后,信号由数字转换器311数字化,并提供给处理器306(见图3A)。

[0069] 存储器307包括可以存储数据和可执行指令的有形存储介质,并且在存储指令的时间期间是非瞬态的。存储在存储器307中的指令由处理器306执行,以确定每幅图像帧中传感器302的位置。下面结合图4A和4B描述确定远端301的位置的一种说明性方法,其中指令存储在存储器307中。

[0070] 如上所述,在传输到远程无线收发器(例如,控制单元201的无线收发器209)之前,可以部分地或完全地处理从无线收发器312发送的电信号。在当前描述的实施例中,来自传感器302的信号用于确定远端301的位置。然后将该位置传送到遥控单元,在远程控制单元中,所述位置用于实时叠加远端301的位置,如上所述。

[0071] 一种用于确定远端位置的方法包括在完整帧的持续时间内收集/存储来自传感器302的信号,然后在时钟308处找到接收到最大信号的时间(再次,使用无线接收的帧和线触发来同步时钟308)。由于波束发送参数是已知的,因此该时钟时间可用于数学地计算位置或在例如存储在存储器307中的查找表中找到位置。计算/查找可以在医学设备300中进行,并且可以发送到远程控制单元201的坐标,或者可以发送来自时钟308的时钟时间,并且在控制单元201中执行计算/查找。

[0072] 在替代实施例中,处理器306、时钟308和存储器307未在医学设备300中提供,并且仅部分处理的数据由无线收发器312发送到控制单元。现在通过具有固定和已知等待时间的信道发送(例如,连续地)传感器信号。在本示例中,部分处理的数据包括经放大和滤波的信号,所述信号可以保持模拟或者任选地可以被数字化并且在信号调节模块305的输出部处提供。这些数据被提供给无线收发器312,并被发送到远程控制台/控制单元。如上所述,在后一实施例中,控制单元包括处理器(例如,处理器205)和存储器(例如,存储器206),其在确定传感器302的位置并因此确定远端部分中是有用的;并且适于根据扫描实时在图像上叠加确定的位置。由于无线发射信道的固定/已知等待时间,检测到的最大传感器信号的定时是已知的,并且在发射模式下可从波束形成器(例如,波束形成器210)获得线和帧触发信号。

[0073] 值得注意的是,作为处理的部分,针对每个帧,来自传感器302的信号可以被裁剪

以仅包括信号的相关部分(例如,在下面结合图4A和4B描述的最大信号强度位置中和附近)。此外,可以发送仅具有最大信号的入射在传感器302上的超声波束的信号(以及诸如定时和编码参数的其他信息)。有利地,这些方法旨在在从无线收发器312传输之前减小数据分组的大小,从而允许更容易地从医学设备300传输到控制台。

[0074] 图4A是描绘使用代表性实施例的超声系统的多个超声波束的帧扫描400的概念图。图4B示出了根据代表性实施例的医学设备的帧触发信号、线触发信号和接收的传感器信号的相对定时。以上结合图1A-3B描述的医学设备的许多细节对于图4A-4B中的概念图和时序图的细节是相同的,并且可以不再重复描述。

[0075] 转到图4A,具有位于远端处或附近(距离已知距离)的传感器302的医学设备300例如在原位接近地提供给身体中的感兴趣区域。多个超声换能器 401_1 - 401_N 每个在跨感兴趣区域的扫描中生成对应的超声波束(波束1-波束N)。如图4B所示,在扫描开始时提供的帧触发器(例如,第一帧)导致在感兴趣区域上扫描以提供图像帧。众所周知,扫描是从超声换能器 401_1 到 401_N 顺序进行的,并且在下一帧,重复该序列以产生下一个图像帧(帧2)。此外,每个超声波束(波束1波束N)由对应的线触发器触发,每个连续波束在接收下一个线路触发器时终止。

[0076] 如图4A和4B中所示,第一帧扫描(帧1)以帧触发器开始,第一超声换能器 401_1 在第一线触发器(线1)处被激励。接下来,在第二线触发器(线2)处激励第二超声换能器402。如上所述,所述序列继续直到第一帧结束,此时第二帧扫描(帧2)以第二帧触发器开始,第二帧触发器与第二/下一帧的第一线触发器相符。该序列通过在第一线触发器(线1)处激励第一超声换能器 401_1 而重新开始;然后继之以在第二帧的第二线触发器(未示出)处激励第二超声换能器402;等等,直到第二帧结束。

[0077] 如图4A和4B中所示,在与线触发器 $n+1$ 相符的时间在传感器302处接收信号,在沿着线 $n+1$ 的时间 Δt 处接收最大幅度。如上所述,所述信号用于确定传感器302相对于第一帧的位置,并且被叠加在帧的图像上,并且因此在第一帧的坐标系的特定坐标(x,y)处(例如,包括来自超声成像探头211的帧的图像和叠加的传感器的位置219的合成图像218)。也就是说,例如,当执行2D成像时,针对一帧收集所有传感器数据,确定该帧上的最大传感器信号的定时,在帧的最后一个波束之后计算传感器位置,并且然后显示该帧并且在帧上绘制传感器位置。在3D成像中,首先收集体积的所有数据,然后绘制该体积并在该体积中标注传感器位置。

[0078] 在第一代表性实施例中,并且如上所述,在控制台/控制单元(例如,处理器205)的处理器处确定传感器在第一帧的坐标系中的位置。在这样的实施例中,医学设备300将数据从传感器发送到远程定位的控制台/控制单元。这些数据被提供给处理器(例如,处理器205),并且存储在存储器(例如,存储器206)中的指令由处理器执行以确定传感器302在图像帧中的位置,并叠加传感器302的位置,并且因此确定医学设备300的远端相对于第一帧的图像。

[0079] 如上所述,第一和第二时钟208、308基本上彼此同步。第一和第二时钟208、308可以是一次同步的,在每个流程之前同步,或者每当根据需要改变或间歇地改变超声探头上的时间设置时同步。替代地,可以将从时钟208导出的帧和线触发器发送到医学设备并用于同步时钟308。在许多情况下,一次性恒定同步可能就足够了,这取决于时钟质量和医学设

备使用的持续时间。

[0080] 在本实施例中,波束形成器210提供帧和线触发信号。每当帧触发信号或线触发被抬高时,其就被从控制台/控制单元(例如,控制单元201)经由无线收发器(例如,无线收发器209)发送到医学设备300。替代地,也可以仅发送帧触发器或线触发器的预定子集(例如,奇数、偶数、每五个等)。医学设备300和控制台/控制单元都存储对应触发信号的时钟时间。

[0081] 当医学设备300上的处理器306检测到来自传感器302的相关信号时,它解析该信号,使其准备好进行传输。处理器306适于分配来自传感器302的信号的接收时间,所述信号被存储在存储器307中。然后,医学设备无线地(即,经由无线收发器312和无线收发器209)将信号数据和传感器信号的时间发送到控制台/控制单元。因此,在本代表性实施例中,在相对于线触发 $n+1$ 的时间 Δt 具有峰值幅度的传感器信号被从医学设备300发送到控制台/控制单元,其中,其处理器(例如,处理器205)使用来自存储器206的指令来确定传感器相对于第一帧的图像的位置。

[0082] 可以理解,因为帧和线触发的定时是通过与时钟308同步的时钟发送的,所以通过测量从传感器接收信号的时间(可能是其峰值幅度的时间),传感器302相对于阵列换能器的位置(以及因此帧的图像)可以通过直接速度/时间计算来确定。在本代表性实施例中,传感器302的 x, y 坐标(或用于体积成像的 x, y, z 坐标)相对于 $n+1$ 换能器是已知的,其位置被映射到得到的第一帧的图像的坐标系。这样,控制台/控制单元的处理器确定传感器302的位置,并通过执行存储在存储器中的指令来将该位置叠加在帧的图像上。

[0083] 如上所述,处理器306可以被配置为发送不同类型的信号;即整个RF传感器帧,数据的裁剪部分或传感器的计算位置。上述的任何组合也是可能的。

[0084] 在后一实施例中,帧和线触发信号被提供给医学设备以存储在存储器307中。在该代表性实施例中,存储器307存储由处理器执行的指令,以确定传感器302相对于帧和线触发的位置。然后,传感器302的位置数据(再次,无线地)被传输到控制台/控制单元,使得位置可以实时地叠加在特定的帧的图像上。

[0085] 诸如针、内窥镜或内窥镜器械的介入医学设备可用于在诸如患者的感兴趣对象的内部定位的区域中操作末端执行器。如上所述,可以通过将微型超声传感器附接到医学设备来使用超声引导流程来识别和跟踪医学设备,并且在成像探头对介质进行声处理时分析由传感器接收的超声数据。例如,超声传感器可以位于医学设备的远端(例如,尖端)处或附近,并且因此用于识别远端的精确定位,这在许多应用中是期望的。

[0086] 通常,根据各种实施例,用于跟踪介入医学设备的位置的传感器可以是被动的或主动的。这可以通过检测撞击在传感器上的超声来实现,所述传感器被附接到介入医学设备,并且将关于该声学事件的信息无线地发送到成像系统的控制台(例如,控制单元201的无线收发器209)。通常,无源传感器将接收的超声信号转换成对应的电信号,所述电信号由外部接收器检测,例如图2中的控制单元201的无线收发器209。有源超声传感器类似地将接收的超声信号转换成对应的电信号,但是然后采取有源步骤将电信号传输到外部接收器,例如无线收发器209或位于传感器所附接的医学设备的手柄或集线器中的接收器例如,例如在图3中的集线器304中的无线收发器312(经由电或光导体303或经由医学设备无线收发器(未示出))。值得注意的是,在一个实施例中,无线收发器312也可以用作从无源超声传感器接收RF信号的接收器。

[0087] 在包括附接到介入医学仪器的无源传感器的实施例中,收获击中超声换能器的超声波(声脉冲)中的能量,并且所收获的能量用于使得对应的RF信号(RF脉冲)能够传输到外部接收器。RF信号包含声事件的信息(即,声波到对应的RF信号的转换)。

[0088] 图5是描绘根据代表性实施例的无源传感器中的超声换能器的概念图,所述无源传感器收获能量。参考图5,传感器500包括小型射频标识(RFID)芯片510和天线515。出于说明的目的,传感器500被示出为附接到医学设备214。RFID芯片510经由天线515将信息发送到无线接收器501。在各种配置中,接收器501可以实现为控制单元201中的无线收发器209。传统上,发送的信息可以是存储的比特序列;然而,在所描绘的实施例中,RFID芯片510发送与传感器500的状态(指示声事件)有关的RF信号(传感器信号)而不是比特序列。在这种情况下,传感器500可以是将进入的声波转换为进入RFID芯片510的表面声波的结构,如下所述。

[0089] 更具体地,超声成像探头211发射由RFID芯片510接收的超声(声脉冲)540,并且收获超声波540中的能量以为RFID芯片510供电。然后,RFID芯片510将与传感器500的状态有关的RF信号发送到接收器501。超声波540击中RFID芯片510(并且被转换成对应的RF信号)的定时是已知的。因此,RFID芯片510在对象的感兴趣区域内的位置以及传感器500的位置可以基于超声波击中RFID芯片510与对应的RF信号的接收之间的延迟来确定(例如,通过处理器205执行信号处理算法)。换句话说,传感器500的位置是基于击中传感器500的超声波540与接收器501接收对应电信号之间的已知延迟以及关于超声成像探头211的发射模式的已知信息来确定的。

[0090] 在所描绘的实施例中,RFID芯片510包括表面声波(SAW)谐振器520和转变区域530。SAW谐振器520是调谐到特定谐振频率的电子谐振器电路,用于将超声转换成电RF信号,使得SAW谐振器520能够从与谐振频率匹配的超声波540中采集能量。SAW谐振器520还将超声波540转换成对应的RF信号,所述RF信号被发送到接收器501或以其他方式由接收器501检测。也就是说,超声波540中击中超声传感器500的能量被收获,并用于将由SAW谐振器520转换并包含声学事件的信息的RF信号发送到接收器501。

[0091] RFID芯片510的转变区域530执行模式转换,将例如从超声成像探头211接收的纵向超声波540(声脉冲)变换为使SAW谐振器520谐振的对应表面声波。当超声能量以比某一临界角更陡的角度撞击界面区域的表面时,发生这种模式转换,这对于本领域技术人员来说是显而易见的。由于SAW谐振器520与转变区域530一起可以是箔状结构,因而它可以被成形为使得转变区域530相对于撞击超声波540适当地定向,用于发生至表面声波的模式转换。通常,当超声遇到不同声阻抗的材料之间的界面并且入射角不垂直于界面时,发生模式转换。

[0092] SAW谐振器520包括形成在衬底(未示出)上的压电层521,以及形成在压电层521上的电极层522和523。压电层可以由任何兼容的压电材料形成,例如铌酸锂(LiNbO_3)或氮化铝(AlN),并且电极层522可以由任何相容的导电材料形成,例如像钼(Mo)或钨(W)。在所示实施例中,SAW谐振器520是数字换能器(IDT),其中电极层522和523具有交错梳状结构。天线515连接到IDT以传输RF信号。因此,SAW谐振器520将从转变区域530传播的入射表面声波转换为RF信号,所述RF信号被收集并发送到接收器501。

[0093] 在包括无源传感器的另一实施例中,外部RF信号由RF发射器从外部天线连续广播

(或者至少在基于先前检测到的传感器位置预期有响应的时间跨度上连续广播)。传感器包括调谐到外部RF信号频率的电子谐振器电路。电子谐振器电路具有本地天线和具有谐振频率的超声换能器,其中超声换能器能够响应于从超声成像探头211接收超声而对电子谐振器电路进行调制和/或使其失谐。当电子谐振器电路位于外部天线的近场内(例如,小于RF信号波长的十分之一)时,它向外部天线呈现调制负载,指示超声换能器何时将超声转换为对应的电RF信号。可以通过监视进入外部天线的功率电平来检测外部天线上的这种调制负载。例如,由外部天线汲取的电流的增加可以指示由超声换能器的谐振引起的调制负载的存在,但是可以使用其他指示而不脱离本教导的范围。该实施例可以基于在较低RF范围内操作的无源RFID芯片和/或电容微机械超声换能器(CMUT)设备的修改,其可以是频率小于约100MHz(例如,120kHz-150kHz或13.56MHz)的任何RF信号。例如,100MHz的近场将是约30cm。

[0094] 图6A和6B是描绘根据代表性实施例的无源传感器的概念图,所述无源传感器经由远离医学设备214的外部天线651从RF发射器650(有时称为外部发射器650)接收连续广播的外部RF信号。例如,RF发射器650可以包括在控制单元201或集线器304中,或者可以是单独的设备。

[0095] 参考图6A,无源传感器600包括调谐到来自外部天线651的外部RF信号的频率的电子谐振器电路610,并且包括电容元件612(即,超声换能器)和附接到介入医学设备214的天线615(有时被称为本地天线615)。替代地,介入医学设备214可以用作天线(不需要天线615),并且当以亚波长、近场距离放置时,RF发射器650仍然可以用于检测调制负载,如上所述。电子谐振器电路610中的电容元件612可以是无源CMUT设备或类似CMUT的设备,例如,如图6B所示。CMUT是超声换能器,其中由于电容的变化而发生声信号与电信号之间的能量转换。可以理解,类似CMUT的设备具有根据来自击中它的声波的压力而略微改变的电容。电容元件612能够感测超声波640,并且作为响应对电子谐振器电路610进行调制和/或使其失谐。也就是说,超声传感器600基本上是用于超声频率的电容式微机械麦克风。电容元件612由来自超声成像探头211的超声波640调制。类似CMUT的设备中的膜可以注入电荷,因此它们彼此吸引并且由于超声而使电容调制更加明显。

[0096] 图6B是说明性CMUT 620的简化截面图,其可以作为电容元件612并入图6A的电子谐振器电路610中,从而提供类似CMUT的设备。CMUT 620包括形成腔622的基板621。有源电极623形成在腔622的底部,并且接地电极624形成在基板621的上表面上(或者在空腔622的两侧)。振动膜625跨越腔622连接到接地电极624,使得振动膜625能够响应于接收的超声波640而振荡。通常,偏置电压分别被施加在有源电极623和接地电极624上,并且振动膜625的振荡将超声波640转换为在激活电极623处输出的电RF电流信号。然而,在本实施例中,不需要偏置电压,并且信号可以包括导致由RF发送器650检测到的无源传感器600的谐振频率的变化的电容变化。

[0097] 能够以电子谐振器电路610的频率最初被调谐到的固定频率执行来自RF发射器650的较低频率RF信号(例如,小于约100MHz)的连续传输。因此,RF发射器650能够响应于超声传感器600从超声成像探头211接收超声波640而检测由电子谐振器电路610的调制负载和/或失谐引起的外部天线651的负载。因为调制信号的测量是在RF发射器650侧执行的(基于天线负载的检测),所以不需要接收和/或处理来自超声传感器600的反射或发射的RF信

号。因此,不需要中断来自外部天线651的RF信号的传输以接收RF信号,因此可以连续地测量调制。因此,可以基于击中电子谐振器电路610的超声与检测到外部天线651的负载之间的延迟来确定无源传感器600在对象的感兴趣区域内的位置(例如,通过处理器205执行信号处理算法)。

[0098] 在包括无源传感器的另一实施例中,外部RF信号由RF发射器从外部天线连续广播,如上所述,其中,外部天线远离无源传感器。无源传感器包括调谐到外部RF信号频率的电子谐振器电路。电子谐振器电路具有附接的本地天线,并且包括具有谐振腔的超声换能器(超声传感器),谐振腔当在其谐振频率谐振时响应于接收的超声而调制和/或解调电子谐振器电路。

[0099] 电子谐振器电路与本地天线结合配置,使得以高阶谐波的频率产生照射外部RF信号的反射信号。因此,可以使用外部RF接收器来检测高阶谐波反射信号。因此,不需要中断来自外部天线的外部RF信号的传输以接收反射信号,因此可以连续地测量无源传感器的调制。当撞击传感器的超声改变电容时,谐振电路失谐,因此连续广播RF发射器引起的谐振幅度减小。这继而减小了连续接收的反射谐波信号,即电容元件的超声调制导致接收的谐波反射的幅度调制。电子谐振器电路在外部天线的远场中工作(例如,大于RF信号波长的十分之一),并且其频率明显高于成像探头的超声频率。

[0100] 更具体地,图6C是描绘根据代表性实施例的无源传感器的概念图,所述无源超声传感器接收第一基频F1的连续广播外部RF信号,并且反射第二基频F2的谐波信号。

[0101] 参考图6C,无源传感器600'包括电子谐振器电路610,其包括电容元件612(即,超声换能器)并且接收本地天线615并发送本地天线617。调谐电子谐振器电路610以通过接收本地天线615以第一基频F1从RF发射器650和发射器天线651接收RF信号,并经由发射本地天线617将在第二基频F2处的谐波反射RF信号发送到接收器天线661和RF接收器960。RF发射器650和/或RF接收器660可以包括在控制单元201或集线器304中,例如,或者可以是单独的设备。如上所述,RF信号的谐波反射信号以较高的谐波频率产生,使得第二基频F2大于第一基频F1。因此,可以由外部RF接收器660检测高阶谐波反射信号。因此,不需要中断来自外部RF发射器650的RF信号的传输以接收谐波反射信号,并且可以连续地测量无源传感器600'的调制。

[0102] 与上面讨论的无源传感器不同,无线超声传感器可以是有源传感器。在包括附接到介入医学器械的有源传感器的实施例中,收获击中超声换能器的超声(声脉冲)中的能量,如上面参考图5所讨论的,并且收集的能量用于将包含声事件的信息的电RF信号传输到介入医学设备的手柄或集线器(例如集线器304)中或其附近的有源(例如,电池供电的)电路。例如,电池供电的有源电路可以包括接收器、放大器和发射器。因此,有源电路能够放大所接收的RF信号,所述RF信号用于将从医学设备的集线器或手柄发送的高频RF信号调制到控制单元201(例如,经由无线收发器209)。

[0103] 图7是描绘根据代表性实施例的收集能量以发送用于有效中继的RF信号的有源传感器中的超声换能器的概念图。参考图7,传感器700包括与上面参考图5讨论的传感器500中的一些相同的部件,在这种情况下,使用相同的附图标记。传感器700包括小型RFID芯片510和天线515。出于说明的目的,传感器700被示出为附接到医学设备214。RFID芯片510经由天线515将信息发送到有源电路710(例如,转发器)中的无线接收器701,其中有源电路

710位于医学设备300的手柄或集线器304中(尽管在图3中未示出)。有源电路710还可以包括用于放大接收的RF信号的放大器702和用于将放大的RF信号无线发送到控制单元201中的无线收发器209的发送器703。有源电路710有效地将从传感器700接收的RF信号(数据)发送到控制单元201。由于有源电路710具有有源电源,例如电池711,因此它可以在高频(例如,大于约200MHz)下操作以最大化天线效率。当然,在不脱离本教导的范围的情况下,可以包含向有源电路710提供电力的其他手段。

[0104] 在一个实施例中,接收的RF信号可以在被提供给发射器703以用于无线传输之前从接收机701提供给信号调节模块305,信号调节模块305包括放大器309、滤波器310和数字转换器311。在这种情况下,放大器702的功能可以由信号调节模块305中的放大器309的功能代替。在另一个实施例中,接收器701和发射器703可以由收发器代替,收发器以较低频率接收并以较高频率发射。总之,由收集的能量供电的RFID芯片510发送与传感器700的状态相关的RF信号(指示声事件)。该RF信号由有源电路710(有效地用作转发器)接收、放大和中继到控制单元201。

[0105] 如上所述,超声成像探头211发射由RFID芯片510接收的超声(声脉冲)540,并且收获超声波540中的能量以为RFID芯片510供电。然后,RFID芯片510将与传感器700的状态有关的RF信号发送到有源电路710,以进行放大并传输到控制单元201。超声波540击中RFID芯片510(并且被转换成对应的RF信号)的定时是已知的。因此,RFID芯片510在对象的感兴趣区域内的位置以及传感器700的位置可以基于超声波击中RFID芯片510与对应的RF信号的接收之间的延迟来确定(例如,通过处理器205执行信号处理算法)。换句话说,传感器700的位置是基于击中传感器700的超声波540与接收器701接收对应电信号之间的已知延迟以及关于超声成像探头211的发射模式的已知信息来确定的。应当理解,上面讨论的其他无源传感器,例如,包括图6A和6B中的无源传感器600,在不脱离本教导的范围的情况下,可以代替所描绘的实施例中的传感器700而被并入。

[0106] 例如,如果介入医学设备214是针,则基于SAW的传感器(例如传感器500或700)可以位于针尖附近,并且针本身可以用作天线(例如,代替天线515)。无线接收器701可以在近端处与针直接或紧密接触,以有效地拾取传感器信号。所接收的数据可用于调制比传感器信号高得多的频率的RF波(以允许足够的调制深度来捕获传感器信号的带宽)。然后,所述高频RF信号可以由放大器702放大,并且由发射机703使用较小的天线(由于高频)有效地无线传输。

[0107] 与直接接触的接收器701紧密接触的优点在于不需要针上互连。然而,仍然可以利用由有源RF发射器(发射器703)提供的增加的范围和灵敏度。而且,因为接收器701和有源发射器703不必与医学设备214直接接触,而是仅仅非常靠近,所以有源电路710更容易作为单独的非一次性部件提供。例如,集线器可以是可重复使用的,使得集线器夹在针的末端上。因为通过针与传感器700的通信是无线的,所以不需要电连接器,从而降低了一次性设备的成本和可靠性问题。在一个实施例中,可重复使用的集线器能够以贴片形状因制作子,例如,可以粘附到靠近感兴趣区域的对象表面(例如,患者的皮肤)。

[0108] 而且,例如,可以使用包络检测器(未示出)来减小来自传感器700的传感器信号的带宽。用于实现包络检测器的示例性模拟方式是使用模拟乘法器来对传感器信号进行平方。这在DC附近产生频移部件并使载波频率加倍。低通滤波器隔离代表粗包络检测器的低

频分量,以提供具有低得多的带宽的信号。

[0109] 在包括有源无线传感器的另一个实施例中,介入医学设备上的传感器可以通过导线连接到医学设备的集线器和/或手柄中的有源电路。有源电路被优化以有效地从传感器提取数据,并且接收的信号可用于调制从集线器和/或手柄发送到控制台的控制单元201的高频RF信号。

[0110] 图8是描绘根据代表性实施例的有源传感器中的超声换能器的概念图,所述有源传感器经由导线发送用于中继的RF信号。参考图8,一些部件与如上所述的图7中的组件相同,在这种情况下,使用相同的附图标记。在该实施例中,医学设备214可以是针形的,或者是细长的,超声传感器800位于尖端附近。超声传感器800通过沿着针状医学设备214延伸的一个或多个微型线815连接到有源电子设备,例如有源电路710'。微型线815可以沿着医学设备214在内部或外部延伸,而不脱离本教导的范围。有源电路710'位于医学设备的手柄或集线器304中(尽管未在图3中示出)。有源电路710包括用于放大接收的RF信号的放大器702和用于将放大的RF信号无线发送到控制单元201中的无线收发器209的发送器703。不需要无线接收器701。为了减小由发射器703发射的RF信号的带宽,可以例如通过如上所述的放大器702来执行模拟包络检测。当超声传感器800较小时,其可能具有低灵敏度并且产生通过在医学设备214的互连(包括线815)上的转移而容易破坏的信号。因此,必须注意如何通过医学设备214互连(例如,针互连)从传感器鲁棒地提取RF信号,并且有源电子设备提供了这样做的机会。

[0111] 例如,出于讨论的目的,假设超声传感器800的功能类似于微型电容式麦克风,其随着超声扰动其膜而具有变化的电容,例如,如上面参考图6A和6B所讨论的。在这种情况下,超声传感器800可以制成FM调制高频振荡的电子谐振器电路的一部分。然后,所述信号被放大(例如,通过放大器702)并且经由手柄或集线器(例如,集线器304)中的微型天线直接发送(例如,通过发射器703)。

[0112] 例如,如果超声传感器800是基于聚偏二氟乙烯(PVDF)的,则它不能驱动电容性负载。在这种情况下,集线器中的有源电子器件将用作电荷放大器。这使得互连上的电压保持恒定,以消除寄生互连电容的影响,同时测量声信号生成的传感器电流。一旦在集线器中有效地提取传感器信号,就可以利用集线器(例如,电池711)中的电源来创建使用更高频率的强无线传输,从而能够以高效率使用小尺寸天线。

[0113] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且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。单个处理器或者其它单元可以实现权利要求书中记载的若干项的功能。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的集合。可以将计算机程序存储/分布在与其它硬件一起提供或者作为其它硬件的部分提供的诸如光存储介质或者固态介质的合适介质上,但是还可以以诸如经因特网或者其它有线或无线电信系统的其它形式分布。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

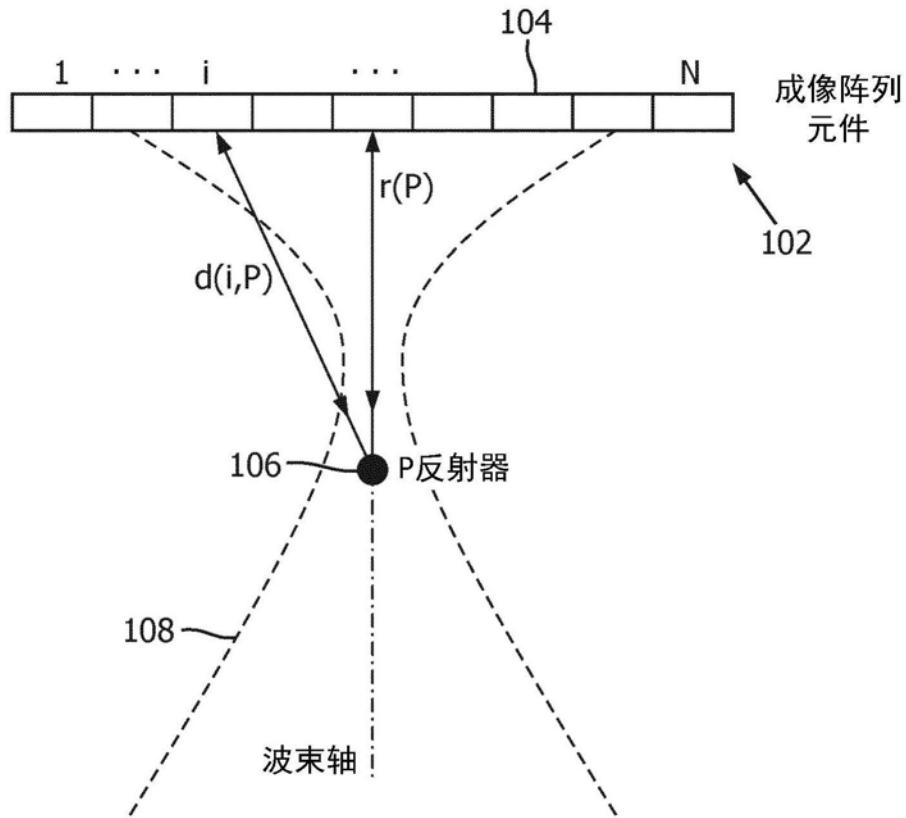


图1A

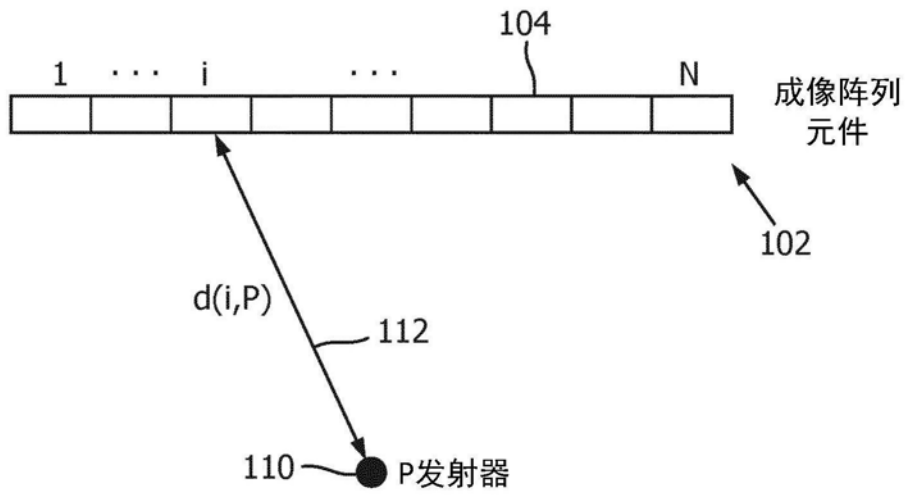


图1B

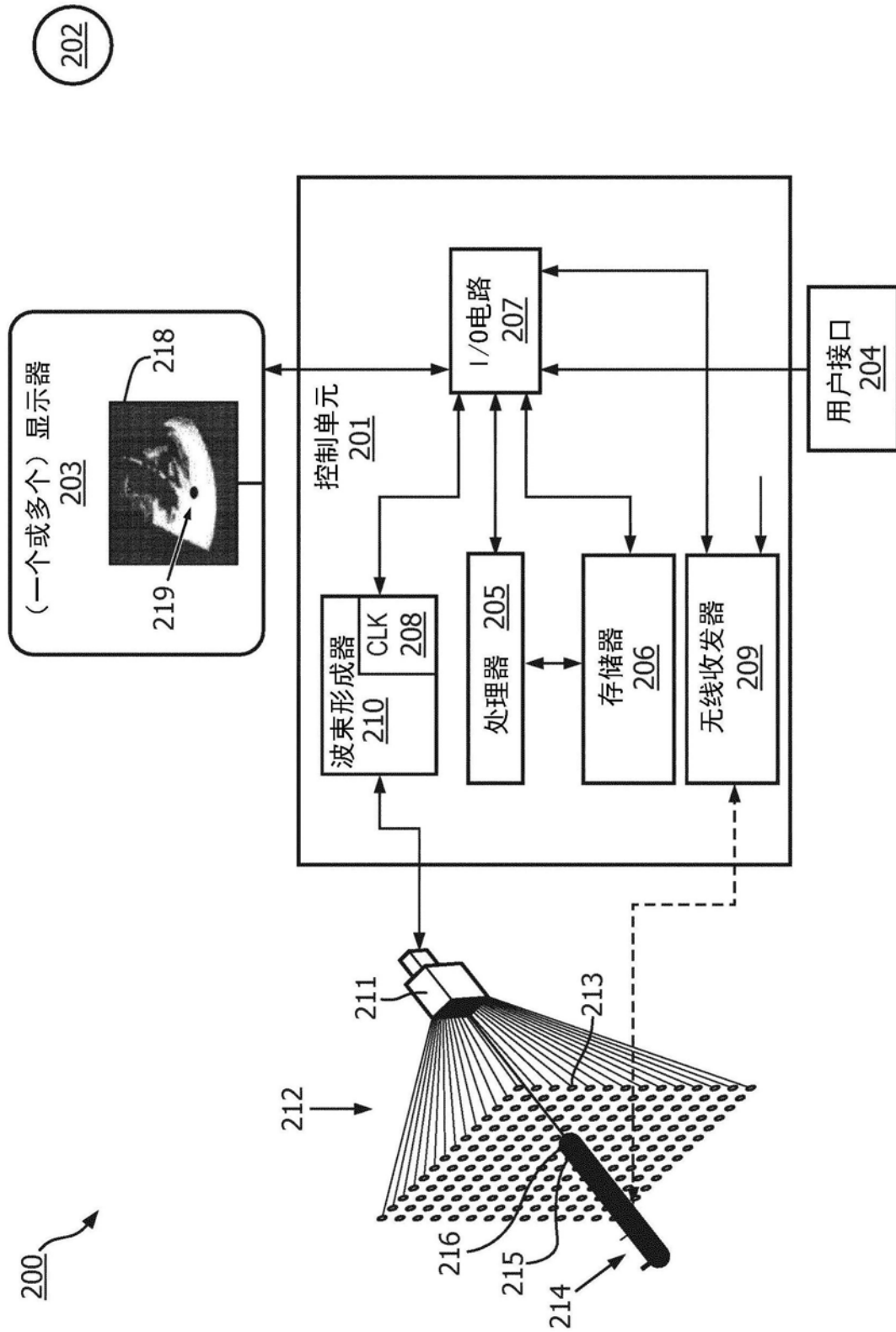


图2

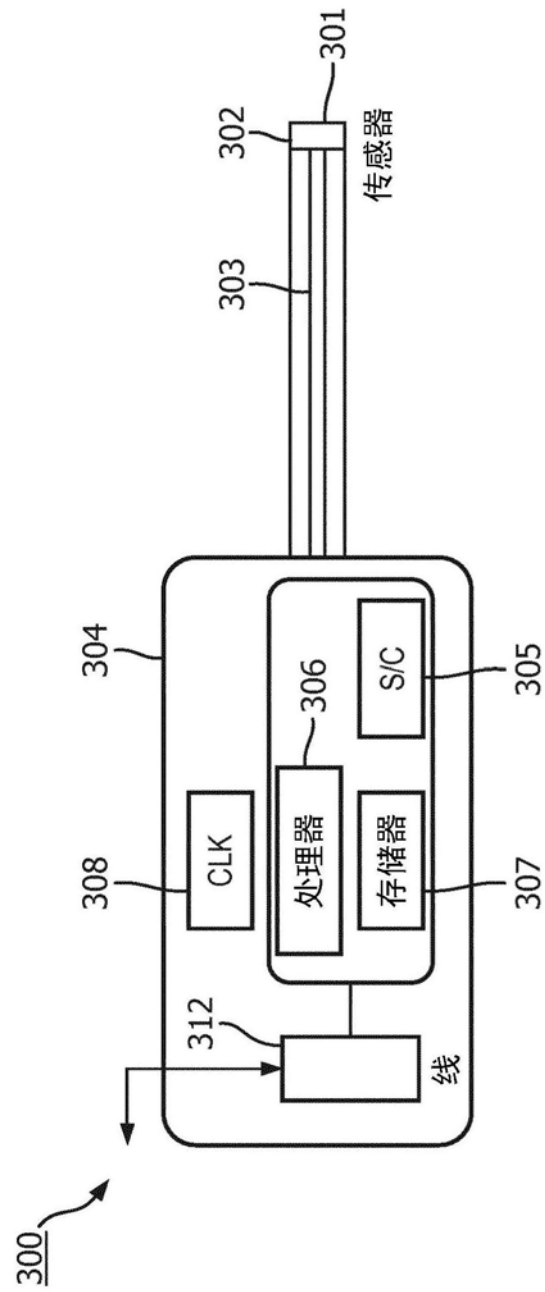


图3A

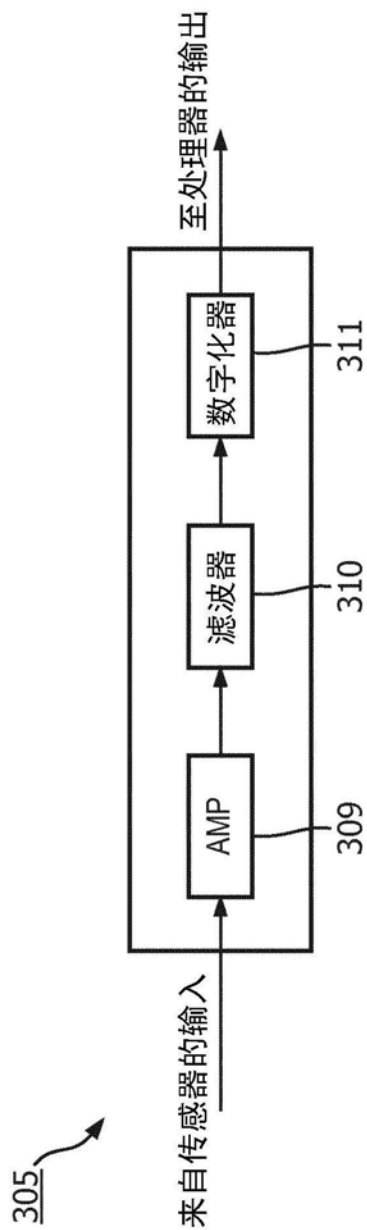


图3B

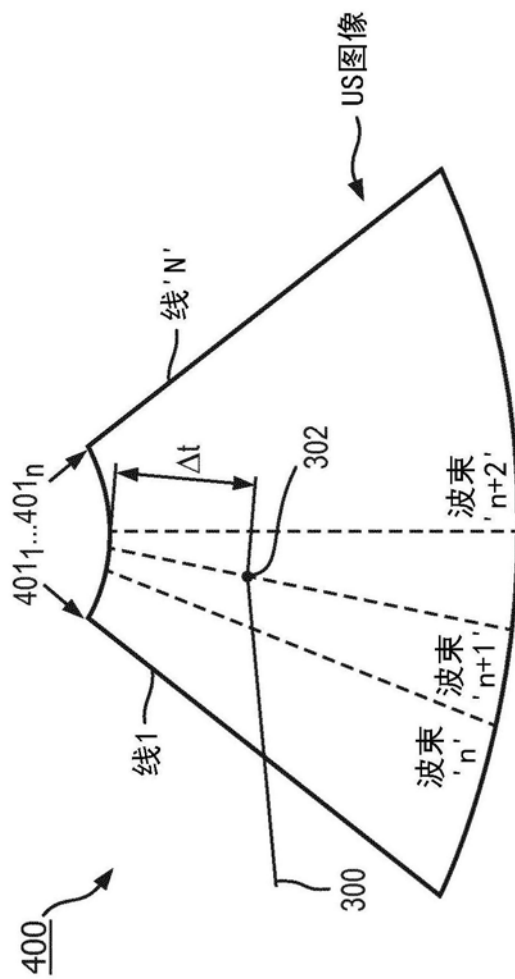


图4A

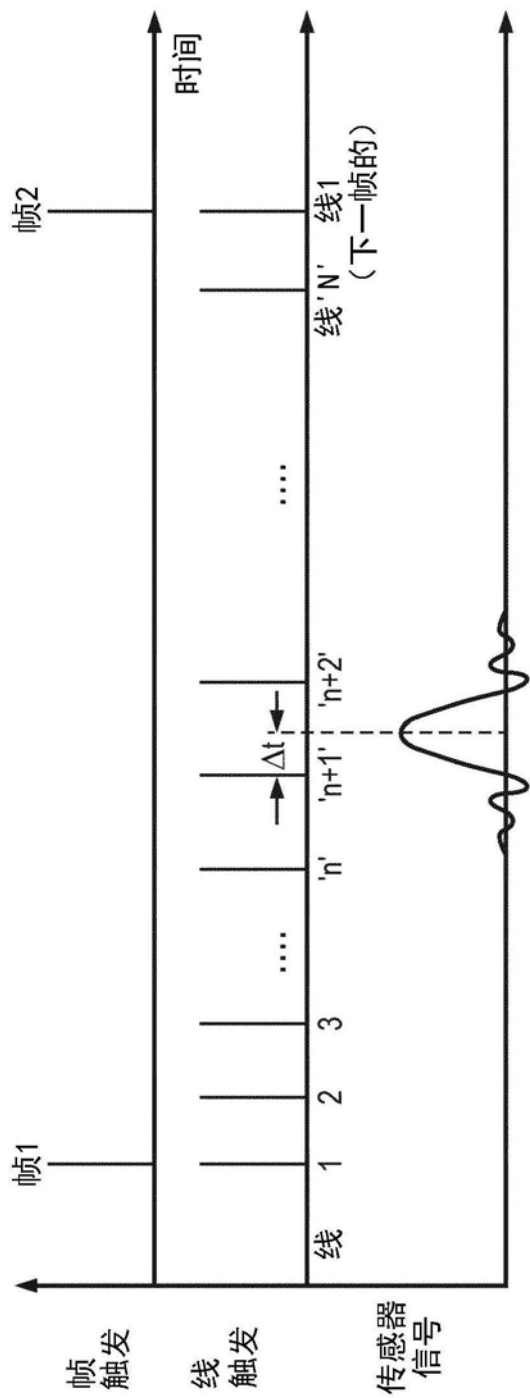


图4B

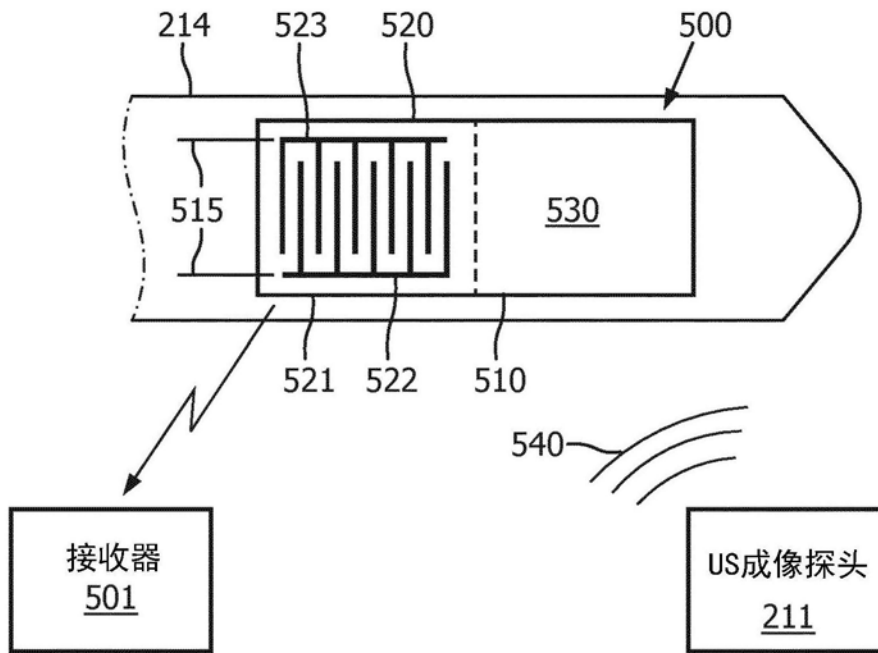


图5

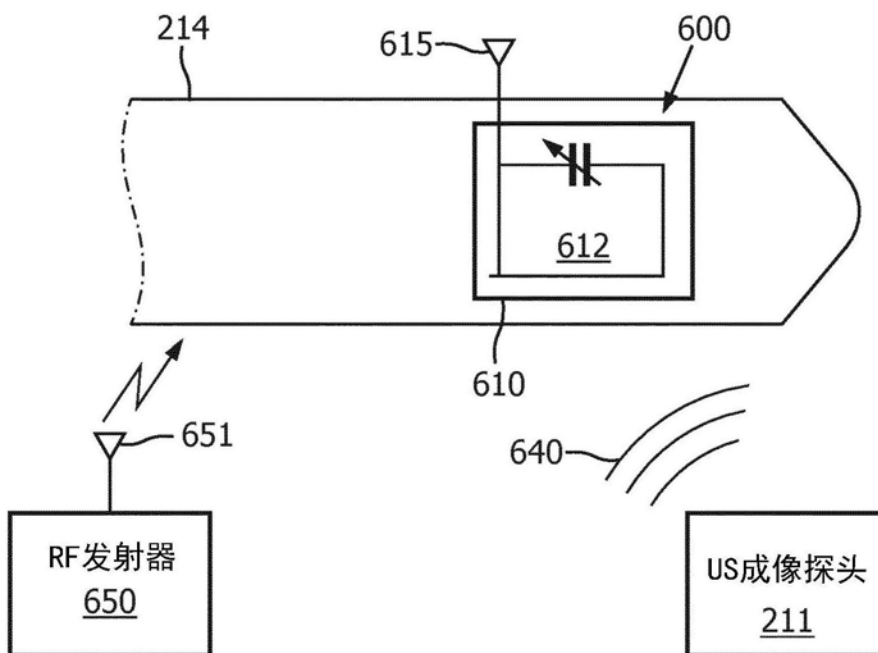


图6A

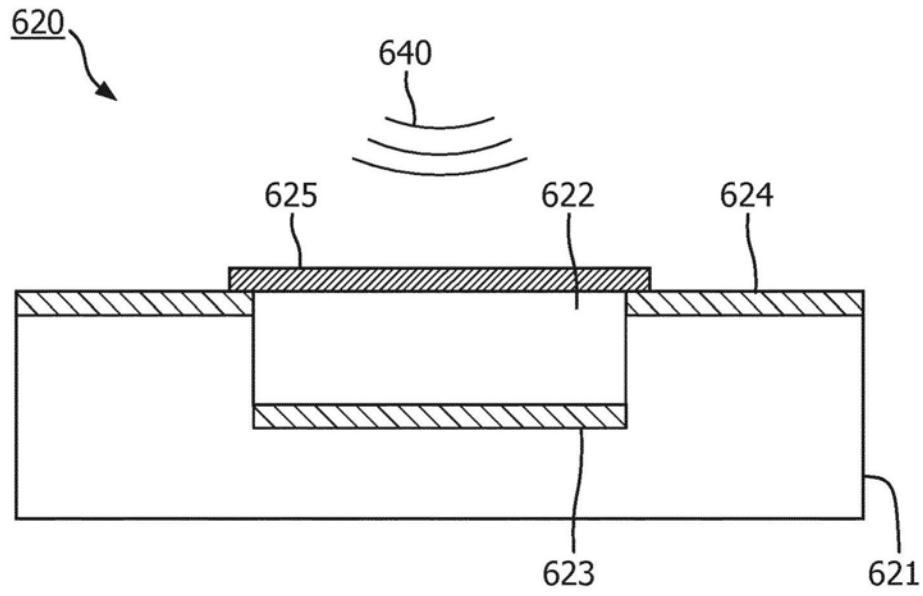


图6B

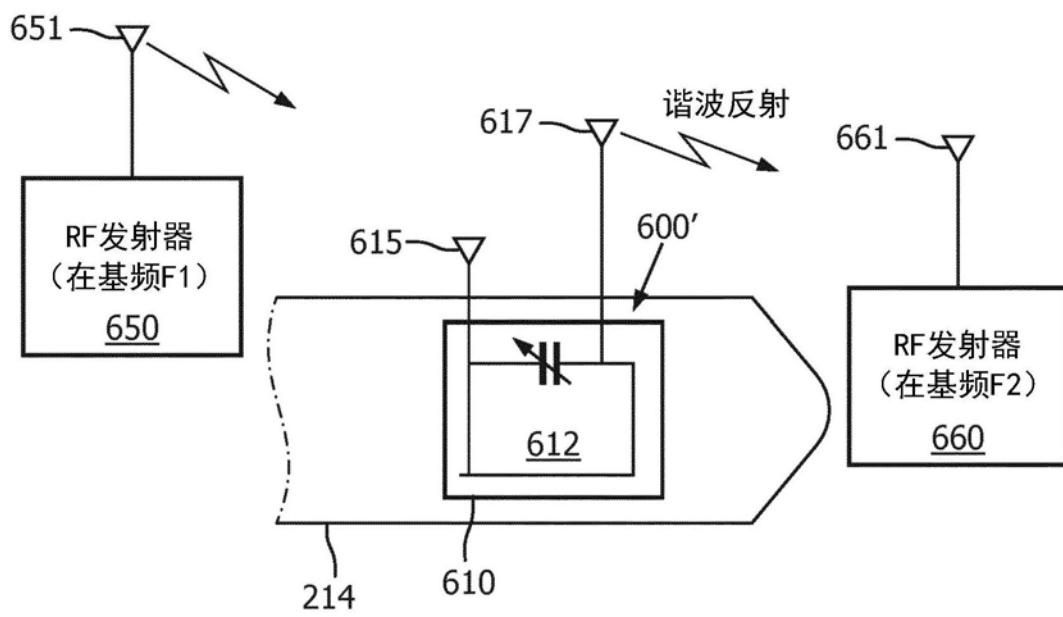


图6C

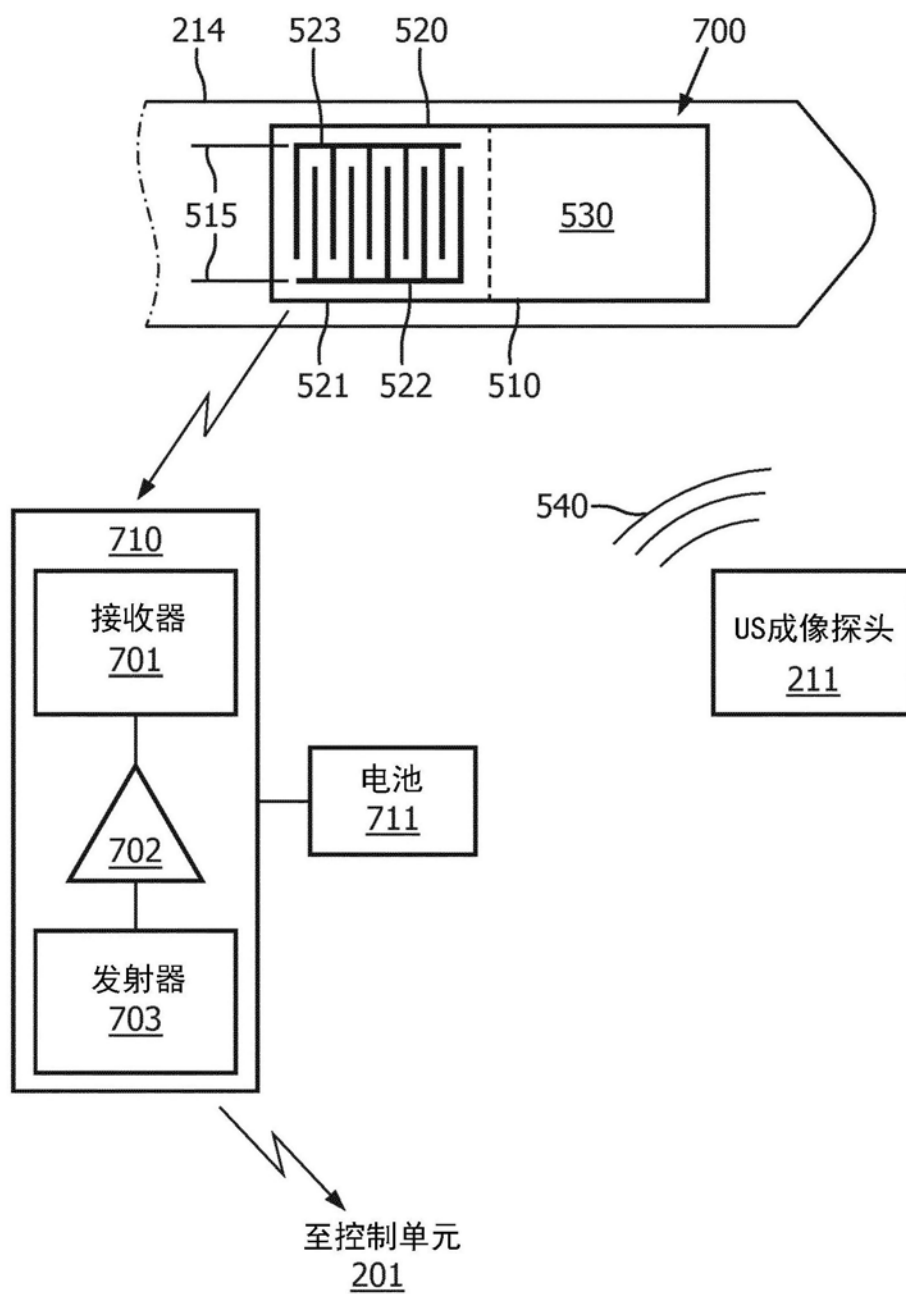


图7

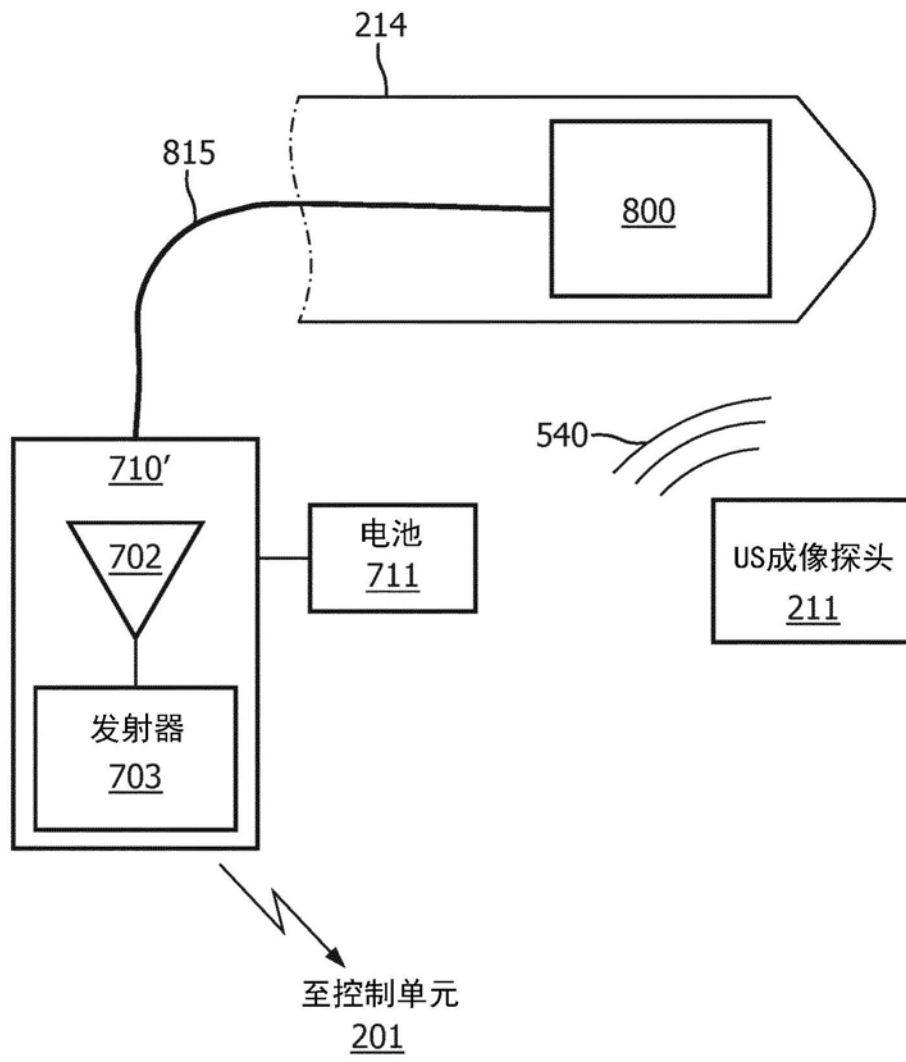


图8

专利名称(译)	用于超声跟踪的无源和有源传感器		
公开(公告)号	CN110072464A	公开(公告)日	2019-07-30
申请号	CN201780076757.0	申请日	2017-12-08
[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	RQ埃尔坎普 AK贾殷 S巴拉特 FGGM维尼翁		
发明人	R·Q·埃尔坎普 A·K·贾殷 S·巴拉特 F·G·G·M·维尼翁 K·维迪雅		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B34/20 A61B90/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/4263 A61B34/20 A61B90/39 A61B90/98 A61B2017/00221 A61B2034/2063 A61B2090/378 A61B2090/3925 A61B2090/3929 A61B5/065 A61B8/4494		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	62/433051 2016-12-12 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种系统(200)在患者感兴趣的区域中执行医学流程。所述系统包括可插入感兴趣区域的介入医学设备(214)以及附接到所述介入设备的部分的传感器(215)，所述传感器被配置为将来自超声成像探头(211)的超声波转换成对应的电射频(RF)信号。对应的RF信号由感兴趣区域外的无线接收器(209)接收，使得能够确定所述感兴趣区域内的传感器的位置。

