



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110072463 B

(45) 授权公告日 2022. 09. 13

(21) 申请号 201780076753.2

(22) 申请日 2017.12.06

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110072463 A

(43) 申请公布日 2019.07.30

(30) 优先权数据
62/433,062 2016.12.12 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.06.12

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2017/081596 2017.12.06

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/108638 EN 2018.06.21

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 K·维迪雅 R·Q·埃尔坎普
S·巴拉特 A·K·贾殷
D·A·斯坦顿
F·G·G·M·维尼翁

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 王英 刘炳胜

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 105324078 A, 2016.02.10
CN 105431092 A, 2016.03.23
US 2016038119 A1, 2016.02.11
US 2013096430 A1, 2013.04.18
US 2016128668 A1, 2016.05.12

审查员 李易陆

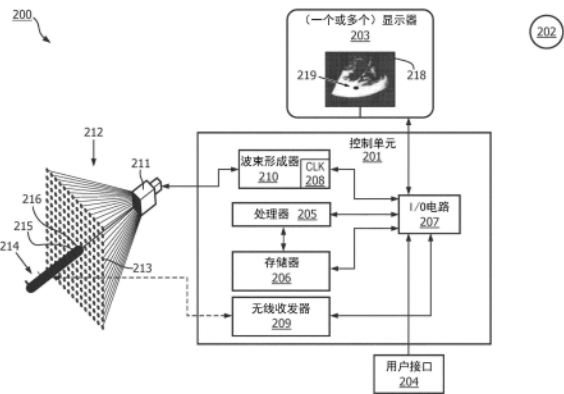
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(54) 发明名称

包括无线收发器的智能跟踪介入工具

(57) 摘要

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；以及无线收发器，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于所述装置的远程的无线接收器。



1. 一种用于执行医学流程的医学装置,包括:

传感器,其适于将入射到其上的超声探头的超声信号转换成电信号,其中,所述传感器被设置在所述医学装置的端部;以及

第一无线收发器,其被配置为从所述传感器接收所述电信号,并且将所述电信号发送到定位于所述医学装置的远程的第二无线收发器,

其中,由所述第一无线收发器发送的所述电信号在发送到所述第二无线收发器之前被部分地处理,并且其中,所述电信号是通过具有固定和已知等待时间的信道发送的;

其中,经部分处理的电信号包括位于所述医学装置的信号调节模块的输出部处的来自所述传感器的经放大和滤波的电信号;并且

其中,针对所述超声探头的每个图像帧,经部分处理的电信号是来自所述传感器的电信号中仅在最大信号强度位置之中和附近的裁剪部分。

2. 根据权利要求1所述的医学装置,还包括处理器,其适于基于接收到的触发信号的接收时间和所述超声信号的入射时间来确定所述传感器相对于所述图像帧的坐标系的位置所需的数据中的至少一些,其中,所述第一无线收发器适于将所述传感器的所述位置发送到所述第二无线收发器;并且

其中,所述处理器还适于确定由所述超声探头提供的超声图像的帧的坐标系中的位置的坐标。

3. 根据权利要求2所述的医学装置,其中,发送到所述第二无线收发器的所述位置包括所述坐标。

4. 根据权利要求1所述的医学装置,其中,所述第一无线收发器包括无线发射器、无线接收器、放大器和滤波器,

其中,仅具有最大信号强度的入射到所述传感器上的超声波束的电信号由所述第一无线收发器发送;并且

其中,所述第一无线收发器还被配置为向所述第二无线收发器发送定时和编码参数。

5. 根据权利要求2所述的医学装置,还包括:第二时钟,其被配置为生成时钟信号,其中,所述第二时钟与相对于所述医学装置远程定位的第一时钟同步。

6. 根据权利要求5所述的医学装置,其中,所述处理器被连接到存储器,并且所述存储器适于存储从所述第一时钟接收的帧触发信号或线触发信号或两者,并且所述处理器访问所述帧触发信号或所述线触发信号或两者,以确定所述传感器的所述位置。

7. 根据权利要求6所述的医学装置,其中,所述处理器适于解析来自所述传感器的所述电信号,所述处理器提供来自所述传感器的所述电信号的至少部分的其相对于所述帧触发信号或所述线触发信号或两者的接收的时间的时间戳。

8. 根据权利要求6所述的医学装置,其中,所述第一无线收发器还适于发送整个帧和/或所述传感器的所述位置。

9. 根据权利要求2所述的医学装置,其中,所述处理器包括可编程逻辑器件(PLD)。

10. 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;

根据权利要求1-9中任一项所述的医学装置;以及

控制单元,其被定位于所述超声探头和所述医学装置的远程,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：

所述第二无线收发器；以及

处理器，其适于将所述医学装置的位置叠加在所述图像上。

11. 根据权利要求10所述的超声系统，所述控制单元还包括：第一时钟，其被配置为生成时钟信号，其中，所述控制单元适于向所述第二无线收发器提供触发信号，其中，所述第二无线收发器被配置为将所述触发信号提供给所述第一无线收发器，其中，所述触发信号是帧触发信号，并且所述第一时钟还被配置为提供线触发信号，所述控制单元被配置为向所述第二无线收发器提供所述帧触发信号和所述线触发信号，所述第二无线收发器将所述帧触发信号和所述线触发信号提供给所述第一无线收发器，

其中，所述处理器适于确定用于确定所述传感器相对于帧的图像的坐标系的位置所需的数据中的至少一些；并且

其中，所述医学装置包括第二时钟，所述第二时钟基本上与所述第一时钟同步。

12. 根据权利要求11所述的超声系统，其中，所述处理器被连接到存储器，并且所述存储器适于存储帧触发信号或线触发信号或两者，其中，所述处理器访问所述帧触发信号或所述线触发信号或两者，以确定所述传感器的位置。

13. 根据权利要求12所述的超声系统，其中，所述处理器适于解析来自所述传感器的所述电信号，所述处理器提供来自所述传感器的所述电信号的至少部分的其相对于所述帧触发信号或所述线触发信号或两者的接收的时间的时间戳。

包括无线收发器的智能跟踪介入工具

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微创医学流程。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,从医学设备的尖端到手柄以及从手柄到控制台/工作站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,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。

具体实施方式

[0013] 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。

[0014] 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。

[0015] 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。

[0016] 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。

[0017] 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。

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] 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定位的控制单元。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所述的位置叠加在所述图像上。

[0023] 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。

[0024] 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,因此返回飞行距离 $d(i, P)$ 被确定。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。

[0025] 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成形的过程中,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。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 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)。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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(EEPROM)、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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 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。

[0048] 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。

[0049] 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。

[0050] 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。

[0051] 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相对于特定帧的合成图像218原位叠加传感器215的位置。

[0052] 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。

[0053] 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。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 如图3B中所示,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。

[0061] 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)。

[0062] 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)。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 用于确定远端位置的一种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。

[0066] 在替换实施例中,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。

[0067] 值得注意的是,作为处理的部分,针对每个帧,来自传感器302的信号可以被剪切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。

[0068] 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。

[0069] 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相应的超声波束(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

401₁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)由相应的线触发器触发,每个连续波束在接收下一个线触发器时终止。

[0070] 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401₁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401₁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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] 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/控制单元都存储相应触发信号的时钟时间。

[0075] 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,在相对于线触发器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。

[0076] 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。

[0077] 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,数据的剪切部分或传感器的计算位置。上述的任何组合也是可能的。

[0078] 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图像上。

[0079] 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。

[0080] 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。

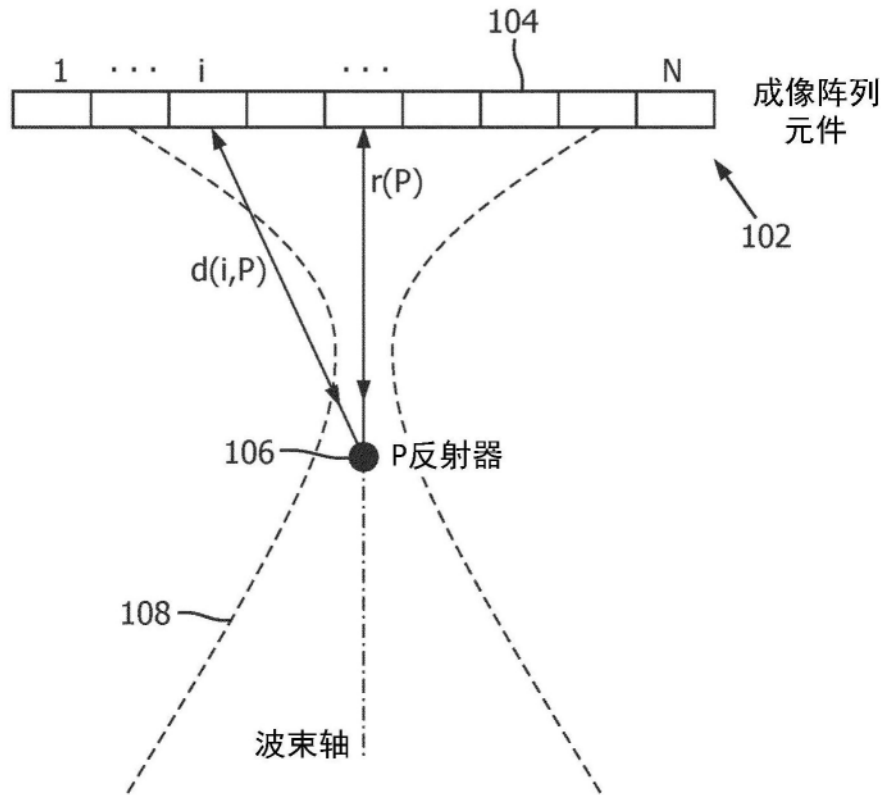


图1A

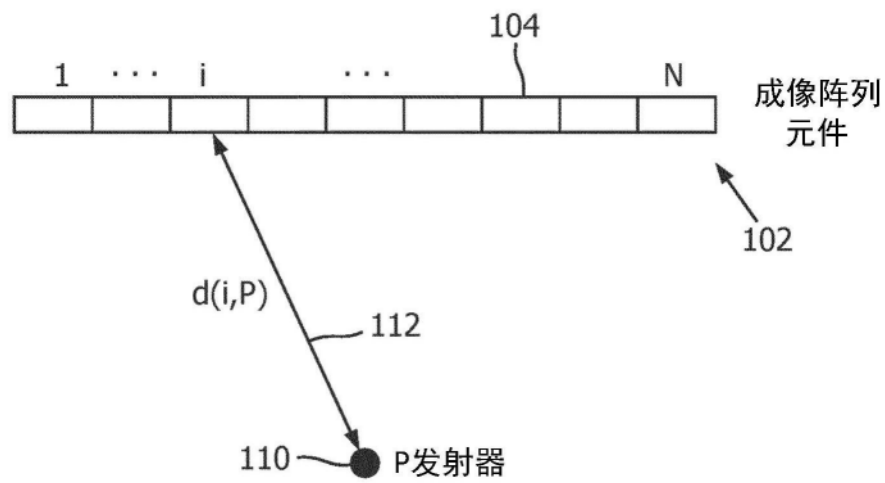


图1B

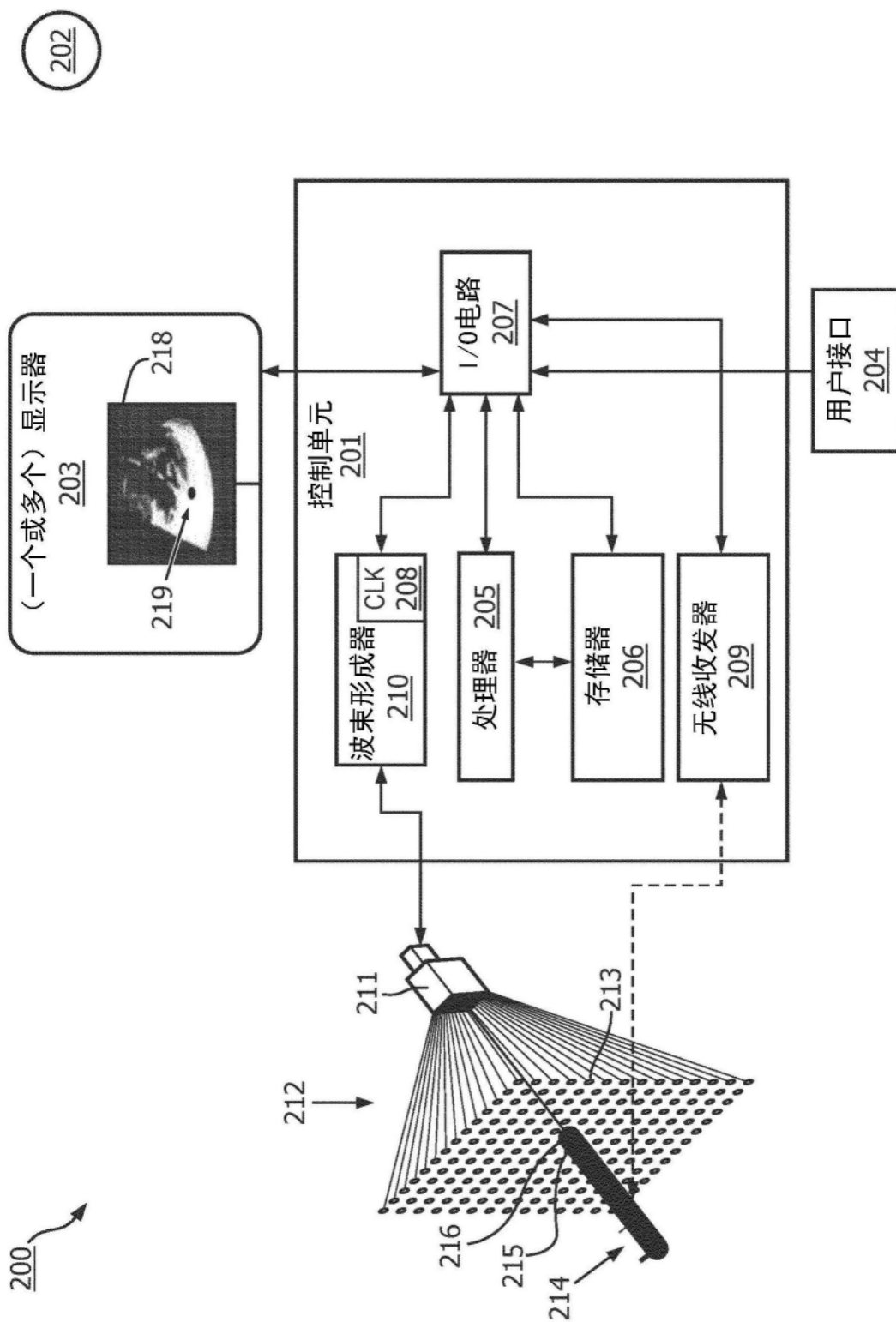


图2

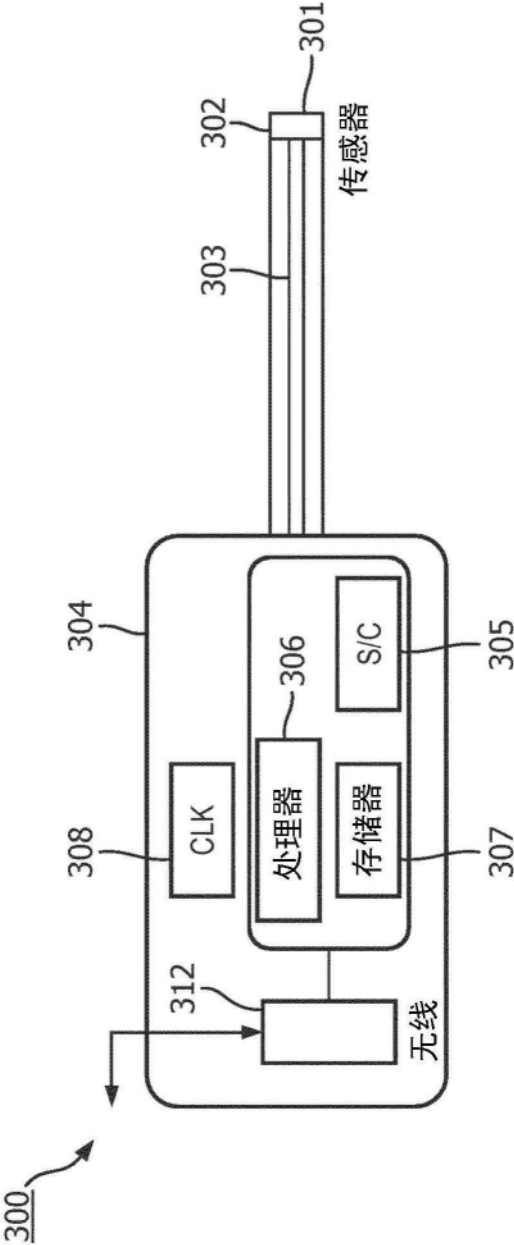


图3A

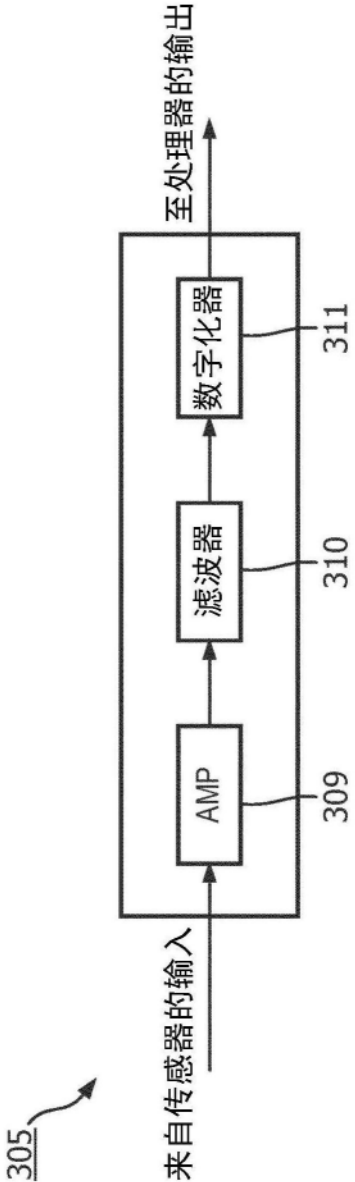


图3B

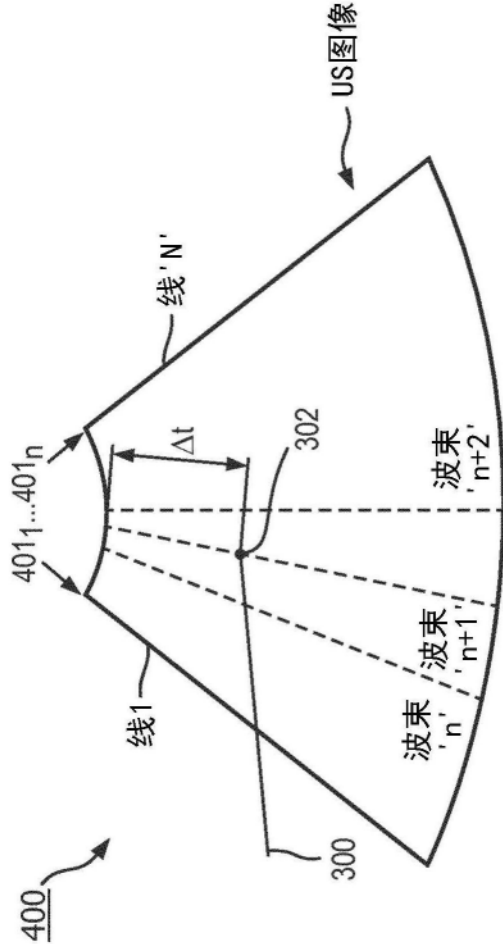


图4A

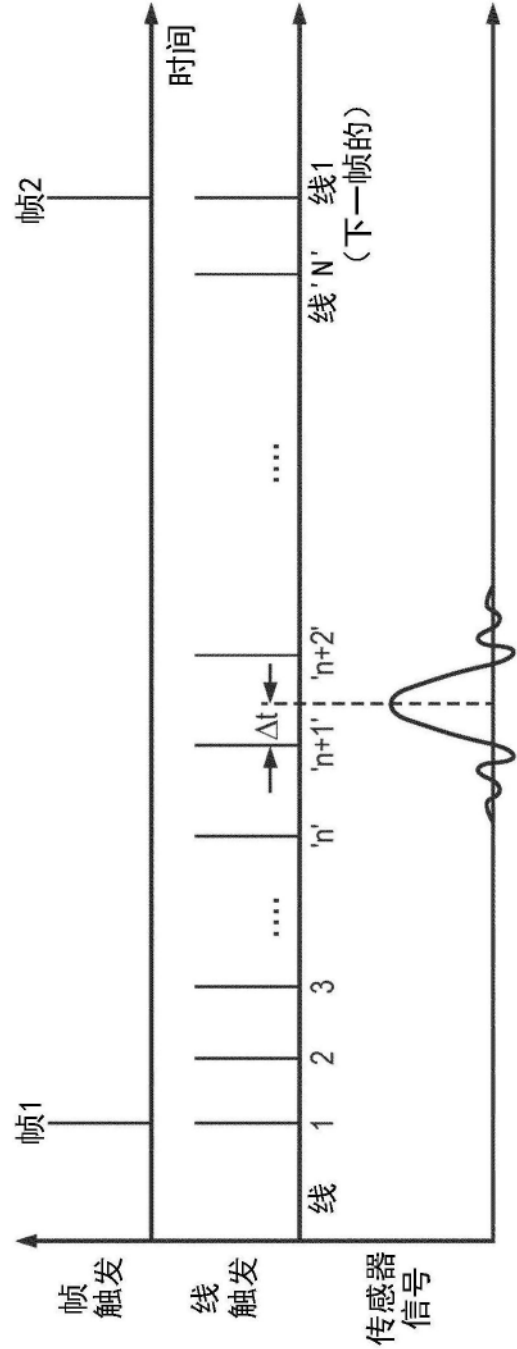


图4B