



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110087539 A

(43)申请公布日 2019.08.02

(21)申请号 201780076759.X

(22)申请日 2017.12.08

(30)优先权数据

62/433069 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/EP2017/081936 2017.12.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/108712 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 S·孙

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/06(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

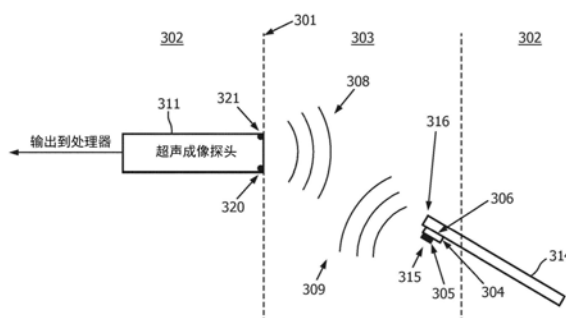
权利要求书1页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

超声引导的对治疗设备的定位

(57)摘要

一种用于执行医学流程的装置包括传感器，所述传感器适于将入射在所述传感器上的超声信号转换成电信号。所述传感器包括下电极和上电极，并且所述上电极适于将所述电信号传输到超声成像探头的电极。



1. 一种用于执行医学流程的装置,包括:

传感器,其适于将入射在所述传感器上的超声信号转换成电信号,所述传感器包括下电极和上电极,其中,所述上电极适于将所述电信号无线地传输到超声成像探头的电极。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述传感器被设置在所述装置的端部。

3. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述传感器适于被设置在身体中,并且所述超声成像探头的所述电极适于被设置在所述身体的表面上。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述电信号具有选定的频率,在所述选定的频率下,所述电信号行进通过的介质的电抗小于大致100欧姆。

5. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述电抗在大致0欧姆至大致100欧姆的范围内。

6. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述下电极是所述装置的部分,并且所述上电极是所述传感器的部分。

7. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述传感器包括被设置在所述下电极与所述上电极之间的压电元件。

8. 根据权利要求7所述的装置,其中,所述压电元件包括薄膜压电材料。

9. 根据权利要求7所述的装置,其中,所述压电元件包括压电陶瓷材料。

10. 根据权利要求7所述的装置,其中,所述下电极被设置在所述压电元件与所述装置之间。

11. 一种超声系统,包括:

超声成像探头,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,其适于将入射在所述传感器上的超声信号转换成电信号;所述传感器包括下电极和上电极,其中,所述上电极适于将所述电信号无线地传输到所述超声成像探头的电极;以及

控制单元,其远离所述超声成像探头和所述装置,所述控制单元适于提供来自所述超声成像探头的图像,所述控制单元包括:处理器,其适于将所述装置的位置叠加在所述图像上。

12. 根据权利要求11所述的超声系统,所述控制单元包括:处理器,其适于确定所述传感器相对于帧的图像的定位,并且适于在所述帧的坐标系中将所述传感器的所述定位叠加在所述帧的所述图像中。

13. 根据权利要求12所述的超声系统,其中,所述超声成像探头的所述电极将来自所述超声成像探头的所述电极的电信号提供给所述处理器以用于确定所述传感器的所述定位。

14. 根据权利要求11所述的超声系统,其中,所述超声成像探头的所述电极连接到与所述超声成像探头的通道分开的通道。

15. 根据权利要求12所述的超声系统,其中,所述控制单元还包括:时钟,其被配置为生成时钟信号,并且所述控制单元适于将触发信号提供给所述超声成像探头以在帧上开始超声扫描。

16. 根据权利要求15所述的超声系统,其中,所述触发信号是帧触发信号,并且所述时钟还被配置为提供线触发信号,所述控制单元被配置为将所述帧触发信号和所述线触发信号提供给所述超声成像探头。

超声引导的对治疗设备的定位

背景技术

[0001] 对在患者上原位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使得某些医学设备能够相对于患者中的感兴趣位置进行定位

[0002] 在某些基于超声的医学设备跟踪中,从末端到医学设备的手柄延伸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/工作站使临床工作流程变得复杂并且引入了不期望的线缆管理工作。结果,由于存在将医学设备连接到控制台的线缆,临床工作流程经常受到阻碍。这不仅使临床医生执行流程变得麻烦,而且还限制了这种已知的线缆连接设备和系统的市场接受度。

[0004] 因此,期望提供至少克服了上述已知设备的缺点的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。

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,附图如下:

[0006] 图1A是描绘根据代表性实施例的双向超声信号发射的概念图。

[0007] 图1B是描绘根据代表性实施例的单向超声信号发射的概念图。

[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3是示出根据代表性实施例的医学设备的简化的示意性框图。

[0010] 图4是电抗与人体组织的电阻抗的关系的图形表示。

[0011] 图5A是描绘使用多个超声波束的帧扫描的概念图。

[0012] 图5B示出了根据代表性实施例的医学设备的帧触发信号、线触发信号和接收到的传感器信号的相对定时。

具体实施方式

[0013] 在下文中参考附图来描述本教导,在附图中示出了代表性实施例。然而,本教导可以以不同的形式来实施,并且不应被解释为限于本文阐述的实施例。而是,这些实施例被提供作为教导示例。

[0014] 通常,根据各种实施例,应当理解,本文使用的术语仅用于描述特定实施例的目的,而并不旨在进行限制。任何定义的术语具有除了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之外的含义。

[0015] 除非上下文另有明确规定,否则说明书和权利要求中所使用的术语“一”、“一个”和“该”包括单数指示物和复数指示物。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”另一元件或部件时,应当理解,该元件或部件能够直接连接,直接耦合到另一元件或部件,或者,可以存在中间

元件或部件。也就是说,这些术语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,当称元件或部件“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介元件或部件的情况。

[0017] 而且,应当理解,除了其普通含义之外,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,“基本上取消”意味着本领域普通技术人员会认为取消是可接受的。同样地,除了其普通含义之外,术语“大致”意味着在本领域普通技术人员可接受的限度或量内。例如,“大致相同”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] 如附图所示,可以使用方向性术语/短语和相对性术语/短语来描述各个元件彼此的关系。这些术语/短语旨在包括设备和/或元件的除了附图中描绘的取向之外的不同取向。

[0019] 在这些附图中,附图标记相同的元件要么是等效元件,要么执行相同功能。如果功能相同,则在后面的附图中不必讨论先前已讨论过的元件。

[0020] 首先,应当注意,医学图像可以包括2D或3D图像(例如,使用超声成像探头获得的2D或3D图像)以及医学仪器相对于来自超声成像探头的超声信号的图像帧的位置。

[0021] 根据代表性实施例,一种用于执行医学流程的装置包括传感器,所述传感器适于将入射在所述传感器上的超声信号转换成电信号。所述传感器包括下电极和上电极,并且所述上电极适于将所述电信号传输到超声成像探头的电极。

[0022] 根据另一代表性实施例,一种超声系统包括:超声成像探头,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,其适于将入射在所述传感器上的超声信号转换成电信号。所述传感器包括下电极和上电极,其中,所述上电极适于将所述电信号无线地传输到所述超声成像探头的电极。所述超声系统还包括:控制单元,其远离所述超声成像探头和所述装置,所述控制单元适于提供来自所述超声成像探头的图像,所述控制单元包括:处理器,其适于将所述装置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和图1B提供了双向波束形成(图1A)与单向波束形成(图1B)之间的比较。

[0024] 转到图1A,代表性双向波束形成示出了N个元件104的成像阵列102,成像阵列102发出撞击在反射器106上的超声信号。由于超声波从成像阵列射出到反射器并返回到成像阵列,因此该波束形成是“双向”或“往返”波束形成。在接收(已经反射回来的超声波)时,波束形成确定反射器106的反射率和反射器相对于阵列102的位置。阵列102发送出超声波束108,超声波束108从反射器106反射并返回到阵列102的所有元件104。对于元件i,波束的飞行超过距离 $r(P) + d(i, P)$ 。每个元件104连续测量返回超声的幅度。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 $r(P)$ 腿是恒定的,因此确定返回飞行距离 $d(i, P)$ 。根据这些测量,几何地计算反射器106的相对位置。关于反射器106的反射率,能够通过对所有i(即,在所有元件104上)的最大值求和来指示。

[0025] 转到图1B,描绘了仅单向(接收)波束形成。值得注意的是,顾名思义,在单向波束形成中存在回波,但是没有使用回波。代替地,超声发射器110发射超声波束112,超声波束112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处的最大幅度读数的时间确定了针对该元件i的值 d

(i,P)。因此,能够几何地导出超声发射器110的位置,并且通过对最大幅度读数求和来计算反射率。

[0026] 虽然单向波束形成能够经由延迟逻辑在时域中实施,但是如上所述,单向波束形成也能够通过众所周知的傅里叶波束形成算法在频域中实施。

[0027] 随着本说明书的继续描述将变得更清楚的是,双向波束形成用于逐帧地收集图像;而单向波束形成用于确定被设置在医学设备(有时被一般性地称为装置)的远侧端部处或远侧端部附近的传感器的定位。

[0028] 图2是示出根据本发明的代表性实施例的超声系统200的简化的示意性框图。超声系统200包括多个部件,在下面会更全面地描述其功能。

[0029] 超声系统200包括控制单元201和用户接口204,控制单元201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连接到存储器206。超声系统200还包括超声成像探头211和医学设备214。

[0030] 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。超声成像探头211连接到硬件212(即,换能器硬件),硬件212感测超声以用于执行对在对感兴趣区域213的双向(例如,脉冲回波)成像中使用的波束形成的接收。如下面更全面地描述的,超声成像探头211适于扫描感兴趣区域213,并且逐帧逐行地提供数字构建的图像。

[0031] 控制单元201还包括时钟(CLK) 208(在下文中有时被称为第一时钟),时钟可以是波束形成器210的部件。如下面更全面地描述的,时钟209向I/O电路提供时钟信号以供在超声系统200中的分配和使用。随着本说明书的继续描述将变得更清楚的是,时钟208在确定原位医学设备214在超声成像探头211的图像帧的坐标系中的位置时是有用的。

[0032] 医学设备214包括被设置在远侧端部216处或远侧端部216附近(即,距远侧端部216已知距离)的传感器215(参见图3),传感器215被设置在感兴趣区域213中的目标位置处。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。这些电信号传输通过身体并入射在超声成像探头211上的感测电极220上。感测电极220通过链路221将这些电信号提供给I/O电路207以供处理器205使用而确定传感器215的定位,从而在特定图像帧中确定医学设备214的远侧端部在图像的坐标系中的定位。

[0033] 随着本说明书的继续描述将变得更清楚的是,控制单元201说明性地是计算机系统,该计算机系统包括能够被执行以使控制单元201执行本文公开的方法或基于计算机的功能中的任何一个或多个的指令集。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)进行操作,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,使用硬件接口来实现到网络202的连接,该硬件接口通常是输入/输出电路的部件,这将在下面进行描述。

[0034] 根据本公开内容的各种实施例,可以使用执行软件程序的基于硬件的控制单元201来实施本文描述的方法。另外,在代表性实施例中,实施方式能够包括分布式处理,部件/对象分布式处理和并行处理。能够构造虚拟计算机系统处理以实施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。

[0035] 根据代表性实施例,显示器203是输出设备或适于显示图像或数据的用户接口。显示器可以输出视觉、听觉和/或触觉数据。显示器203可以是但不限于:计算机监视器、电视屏幕、触摸屏、触觉电子显示器、盲文屏幕、阴极射线管(CRT)、存储管、双稳态显示器、电子

纸、矢量显示器、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)、等离子显示器面板 (PDP)、液晶显示器 (LCD)、有机发光二极管显示器 (OLED)、投影仪,以及头戴式显示器。

[0036] 用户接口204允许临床医生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/或从临床医生或其他操作者接收信息或数据,并且可以使得来自临床医生或其他操作者的输入能够由控制单元201接收并且可以向该操作者提供来自控制单元201的输出。换句话说,用户接口204可以允许临床医生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指示临床医生或其他操作者的控制或操纵的效果。在显示器203或图形用户接口上显示数据或信息是向操作员提供信息的示例。通过触摸屏、键盘、鼠标、轨迹球、触摸板、指点杆、图形输入板、操纵杆、游戏手柄、网络摄像头、头戴式耳机、换挡杆、方向盘、有线手套、无线遥控器和加速度计来接收数据都是用户接口部件实现从用户接收信息或数据的示例。

[0037] 与显示器203类似,如本领域技术人员将理解的,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。硬件接口使得处理器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/或装置。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。硬件接口还可以使得处理器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。硬件接口的示例包括但不限于: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,以及数字输入接口。

[0038] 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,或者作为点对点(或分布式)网络环境中的对等控制单元运行。控制单元201还能够被实施为各种设备或者并入各种设备,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)、全球卫星定位(GPS)设备、通信设备、控制系统、相机、网络设备、网络路由器、交换机或桥接器,或者能够(按顺序或以其他方式)执行指定要由该机器采取行动的指令集的任何其他机器。控制单元201能够作为特定设备而被并入或者被并入特定设备中,该特定设备又处于包括额外设备的集成系统中。在代表性实施例中,控制单元201能够使用提供语音、视频或数据通信的电子设备来实施。另外,虽然图示了单个控制单元201,但是术语“系统”还应被视为包括单独或联合执行一个或多个指令集以执行一种或多种计算机功能的系统或子系统的任何集合。

[0039] 用于控制单元201的处理器205是有形的和非瞬态的。本文使用的术语“非瞬态”不应被解读为永恒的状态特征,而应被解读为将持续一段时间的状态特征。术语“非瞬态”明确地否定了稍纵即逝的特征,例如,特定载波或信号或在任何时间任何地方仅瞬态存在的其他形式的特征。

[0040] 处理器205是制品和/或机器部件。如下面更全面地描述的,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,包括可编程逻辑设备(PLD)(例如,可编程门阵列(PGA)、现场可编程门阵列(FPGA))或包括分立式栅极和/或晶体管逻辑单元的其他类型的电路。处理器205可以是中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)或这两者。另外,处理器205可以包括多个处理器、并行处理器或这两者。多个处理器可以被包括在超声系统200的单个设备或多个设备中或者被耦合到超声系统200的单个设备或多个设备。

[0041] 替代地,根据代表性实施例并且如上所述,能够构造专用硬件实施方式(例如,专用集成电路(ASIC)、可编程逻辑阵列和其他硬件部件)以实施本文描述的方法和过程中的一种或多种。本文描述的一个或多个代表性实施例可以利用能够在模块之间和通过模块通信的相关控制 and 数据信号,使用两个或更多个特定互连的硬件模块或设备来实施功能。因此,本公开内容包括软件、固件和硬件实施方式。本申请中的任何内容都不应被解读为仅(能)用软件而不是(能)用诸如有形非瞬态处理器和/或存储器之类的硬件来实施。

[0042] 存储器206是制品和/或机器部件,并且是计算机可读介质,计算机能够从该计算机可读介质中读取数据和可执行指令。存储器206可以是随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、闪速存储器、电可编程只读存储器(EPR0M)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、寄存器、硬盘、可移动磁盘、磁带、压缩盘只读存储器(CD-ROM)、数字通用盘(DVD)、软盘、蓝光光盘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包括能够存储数据和可执行指令的有形存储介质,并且在将指令存储在存储器206的时间期间是非瞬态的。另外,当由处理器205执行时,存储在存储器206中的指令能够用于执行本文描述的方法和过程中的一个或多个。在特定实施例中,指令可以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的运行期间驻留在处理器205内。

[0044] 根据下面结合图3、图4A和图4B描述的代表性实施例,医学设备214的远侧端部216的位置由处理器205基于来自传感器215的电信号来确定。为此,存储器206中存储的指令由处理器205来执行,以确定传感器215(以及因此远侧端部216)在图像帧中的位置,并因此确定医学设备214的远侧端部216在每个帧的图像的坐标系中的位置。下面结合图4A和图4B来描述确定远侧端部216的位置的一种说明性方法,其中,指令被存储在存储器206中。通过使用传感器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的位置叠加在图像帧中,并因此将医学设备214的远侧端部216相对于每个帧的图像的位置叠加在图像帧中。

[0045] 如下面更全面地描述的,输入/输出(I/O)电路207接收来自超声系统100的各种部件的输入,并且向处理器205提供输出和从处理器205接收输入。输入/输出(I/O)电路207控制在控制单元201外部的元件和设备的通信。I/O电路207用作包括必要逻辑单元的接口以用于解读去往处理器205的输入信号或数据和来自处理器205的输出信号或数据。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还被配置为从感测电极220接收电信号。如下面更全面地描述的,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的远侧端部216的位置叠加在特定图像帧中。

[0046] 概括地说,在操作中,基于I/O电路207从用户接口204提供给处理器205的输入,处理器205通过超声成像探头211启动扫描。扫描发射超声波以穿过感兴趣区域213。波束形成

器210使用超声波来形成帧的图像;并且超声波用于确定医学设备214的传感器215的位置。能够理解,图像是根据双向超声发射序列形成的,感兴趣区域的图像是由多个换能器发射和反射子波束形成的。相反,这些子波束入射在传感器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和图4B所描述的,基于提供给超声成像探头211的帧和线触发信号,确定传感器215的位置。

[0047] 在显示器203上提供合成图像218(合成图像218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的叠加位置219),从而向临床医生提供关于医学设备214的远侧端部216相对于感兴趣区域213的位置的实时反馈。能够理解,针对每个帧重复对传感器215的位置的叠加,以使得能够完成传感器215的定位219相对于特定帧的图像的实时原位叠加。

[0048] 图3是示出根据代表性实施例的医学设备314(有时被称为装置)的简化的示意性框图。以上结合图1A-2描述的医学设备的许多细节与医学设备314的细节相同,并且在医学设备314的描述中可以不再重复。

[0049] 预想到医学设备314是多个医学设备中的任何一个,其中,远侧端部的位置是相对于感兴趣区域中的位置,所述多个医学设备包括但不限于针(例如,活检针或治疗针)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,并且可以预想到通过确定其远侧端部而使临床医生受益的其他医学设备。

[0050] 转到图3,医学设备314包括被设置在远侧端部316处或距远侧端部316已知距离处的传感器315。如上所述,传感器315适于将入射在传感器315上的超声(机械)波转换成电信号。在代表性实施例中,传感器315包括被设置在上电极305与下电极306之间的压电元件304。值得注意的是,如果传感器315被设置在包括导电部分的医学设备314的部分中,则医学设备314的导电部分能够用作下电极。

[0051] 在代表性实施例中,压电元件304可以包括薄膜压电材料,例如,铌酸锂(LiNbO_3)、氮化铝(AlN)、氧化锌(ZnO),以及锆钛酸铅(PZT)。替代地,压电元件304可以包括压电陶瓷材料。

[0052] 上电极305和下电极306可以包括任何相容的导电材料,例如,钼(Mo)或钨(W)。

[0053] 下电极306说明性地连接到电接地,并且上电极305用作发射器。在超声信号入射时,传感器315实施机械波(能量)到电波(能量)的转换,并且上电极305将所得到的电信号传输通过身体303的部分,其中,电信号入射在感测电极320上。

[0054] 医学设备314的远侧端部316被设置在身体303(例如,人或其他动物的身体)中。超声成像探头311被设置在身体303的接口(即,身体303的表面)和环境302处。更简单地,超声成像探头311(尤其是其换能器阵列(未示出))或与身体303的皮肤直接接触或者利用常用的凝胶与皮肤接触,以改善换能器阵列与身体303之间的任何声阻抗失配并改善(一个或多个)感测电极320、321与身体303之间的任何电阻抗失配。

[0055] 如下面更全面地描述的,超声成像探头311包括感测电极320,感测电极320适于接收从传感器315传输通过身体303的电信号。感测电极320可以是已知的心电图(ECG)电极或其他电极。值得注意的是,在某些实施例中,如果ECG或类似电极用于感测电极320,则这样的电极不必被设置在超声成像探头311上。由于几乎在压电元件304感测声波的同时从传感器传输电信号,因此超声信号的定时将提供压电元件304的位置信息,而不管感测电极320

被放置在何处。然而,将感测电极320放置在超声成像探头311上为用户提供了便利性和操作简单性。

[0056] 感测电极320可以被集成到超声成像探头311的换能器阵列中,或者可以被设置为与超声成像探头311的换能器阵列相邻。值得注意的是,为了确保从传感器315接收电信号,感测电极320的区必须足够大以捕获足够的电能来向控制单元提供有用的电信号,从而确定远侧端部316在超声图像帧中的位置。

[0057] 在另一代表性实施例中,另一感测电极321可以被提供在与感测电极320相对的一侧,并且与超声成像探头311的超声换能器阵列相邻。在其他代表性实施例中,能够提供两个以上的感测电极320、321。

[0058] 与仅具有一个感测电极的情况相比,除了通过增大用于接收电信号(例如,下面描述的电信号309)的感测区以提高接收信号的功率之外,感测电极321还在感测电极320没有接收到适当足量的电信号的情况下提供冗余。

[0059] 能够理解,从含水介质(例如,身体303)传导到金属导体(例如,(一个或多个)感测电极320、321的任何电信号都需要氧化还原对(例如,典型的ECG电极中包括的Ag/AgCl)以有效完成电路。否则,将形成双层未知电容,这可能会因其电阻抗的波动而将噪声引入信号。正因如此,根据代表性实施例,感测电极320、321包括适当的氧化还原对以提高信噪比(SNR)。相比之下,可以使用其他材料来通过(一个或多个)感测电极提供天线功能,但是SNR可能被损害到不可接受的水平。

[0060] 在操作中,帧触发(参见图5B)和线触发(参见图5B)引起超声成像探头311中的换能器阵列的激励,并且超声信号308从超声成像探头311发射到身体303中。超声信号308入射在传感器315上,传感器315将超声信号308转换成电信号309。电信号309从上电极305(其作用类似点源)辐射,穿过身体303,并且入射在(一个或多个)感测电极320、321上。能够理解,电信号309基本上与激励超声成像探头311的超声换能器的电信号同步。因此,能够将这些电信号309传输到控制单元201的处理器205。根据代表性实施例,电信号309在与超声成像探头311的通道分开的通道(例如,链路221)中传输。能够理解,使用多个通道能够通过冗余来提高传感器315的可靠性。然而,值得注意的是,并非所有通道都需要同时运行。

[0061] 图4是电抗与人体组织的电阻抗的关系的图形表示。

[0062] 转到图4,人体组织和器官的电阻抗(生物阻抗)通常是用例如图4中的Cole-Cole图来描述的,图4描绘了标绘的组织的电抗与电阻之间的关系。值得注意的是,在标绘图中省略了电信号的频率,因为不同人的曲线会发生移位。对于几乎所有人来说,对于电抗非常小的原点的频率是超声频率所在的位置。值得注意的是,曲线401和402分别描绘了人体组织的测试样品和对照样品的电抗与电阻的关系。

[0063] 曲线402或404是生理学相关的电抗与电阻的范围,临床医生能够使用生物阻抗来解读许多区中的患者状态。曲线401或401在具有良好信噪比的范围内,能够进行单频生物阻抗测量。曲线404或403实际上是除了在完整谱Cole-Cole图扫描内使用之外很少单独使用的限制。

[0064] 从对图4的回顾能够观察到,由将机械波转换成电磁波的传感器生成的超声频率无线电波应当行进通过身体而除了其行进距离受到典型平方反比定律影响之外几乎不受影响。在超声频率下,人体组织的电抗和电阻都降至该值。身体组织变得几乎透明,并且超

声频率无线电波将轻松穿过身体。值得注意的是,生物阻抗仪器通常无法导出低于 $100\ \Omega$ 的数据。

[0065] 典型的人体组织在大于大致 1.0MHz 的频率下变为纯电阻。在这样的频率范围内,生物阻抗非常小,并且电信号在体内自由传播,同时几乎没有衰减。超声阻抗也落在该频域中。当然,超声波是机械波,并且除了在存在换能器的区域空间之外,超声波不与电信号相互作用。

[0066] 根据代表性实施例,由传感器315提供的超声到电信号的转换引起电信号309有利地具有大于大致 1.0MHz 的频率,因此电抗通常小于大致 100欧姆 。说明性地,提供给传感器315的超声信号308被转换成有益地具有一定频率的电信号309,因此电抗在大致 0欧姆 到小于大致 100欧姆 的范围内。

[0067] 图5A是描绘使用代表性实施例的超声系统的使用多个超声波束的帧扫描500的概念图。图5B示出了根据代表性实施例的医学设备的帧触发信号、线触发信号和接收到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与图5A-5B中的概念图和时序图的细节相同,并且在图5A-5B中的概念图和时序图的描述中可以不再重复。

[0068] 转到图5A,例如,具有在远侧端部316处或在距远侧端部316已知距离处的传感器315的医学设备314原位接近体内的感兴趣区域。多个超声换能器 501_1 - 501_N 各自在跨越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5B所示,在扫描开始时提供的帧触发(例如,第一帧)引起在感兴趣区域上扫描并提供图像帧。众所周知,扫描可以从超声换能器 501_1 到 501_N 的顺序进行,并且在下一帧处重复该序列以生成下一图像帧(帧2)。此外,每个超声波束(波束1-波束N)由相应的线路触发来触发,每个连续波束在下一线触发被接收时终止。

[0069] 如图5A和图5B所示,第一帧扫描(帧1)以帧触发开始,在第一线触发(线1)处激励第一超声换能器 501_1 。接下来,在第二线触发(线2)处激励第二超声换能器502。如上所述,该序列继续直到第一帧结束,此时第二帧扫描(帧2)以第二帧触发开始,第二帧触发与第二/下一帧的第一线触发重合。该序列通过在第一线触发(线1)处激励第一超声换能器 501_1 而重新开始;接着是在第二帧的第二线触发(未示出)处激励第二超声换能器502;以此类推,直到第二帧终止。在图5A和图5B中能够看出,在与线触发 $n+1$ 重合的时间在传感器315处接收信号(例如,超声信号308,参见图3),在沿着线 $n+1$ 的时间 Δt 处接收到最大幅度。该信号用于确定传感器315相对于第一帧的位置,并且将其叠加在其被接收的特定时间的帧的图像上,从而将其叠加在第一帧图像的坐标系的特定坐标 (x, y) 处(例如,合成图像218,其包括来自超声成像探头211的帧的图像和传感器的叠加位置219)。

[0070] 在代表性实施例中并且如上所述,在控制台/控制单元的处理器(例如,处理器205)处确定传感器315在第一帧的坐标系中的位置。传感器315传输电信号309,电信号309在(一个或多个)感测电极320、321处被接收,并且经由专用通道被提供给处理器205。这些数据被提供给处理器(例如,处理器205),并且存储器(例如,存储器206)中存储的指令由处理器执行以确定传感器315在图像帧中的位置并且叠加传感器315的位置,并且因此确定医学设备300的远侧端部相对于第一帧的图像的位置。

[0071] 能够理解,由于帧触发和线触发的定时由同一时钟208发送,因此通过测量从传感器315接收信号的时间(可能是其峰值幅值的时间),传感器315相对于换能器阵列的换能器

的位置(并且因此相对于帧图像)的位置的能够通过直接的速度/时间计算来确定。值得注意的是,并且如本领域普通技术人员将理解的,与电导体相比,由于电信号309在人体组织中进行地更慢,因此在一个或多个)感测电极320、321处接收的电信号309略微具有延迟(小于1微秒),这种延迟已经被处理器205执行的、存储器206中存储的指令考虑到。然而,由于电信号在人体组织中的行进速度仍然比超声在人体组织中的行进速度快一千倍以上,因此能够在超声回波之前很好地检测到电信号309,或者能够从超声回波太弱而无法检测的区域中很好地检测到电信号309。

[0072] 在该代表性实施例中,基于返回的RF信号相对于发射超声波的定时,能够知晓传感器315的x,y坐标。正因如此,传感器315相对于n+1换能器的x,y坐标是已知的,传感器315的定位被映射到所得到的第一帧图像的坐标系。正因如此,控制台/控制单元的处理器205确定传感器315的位置,并且通过执行存储器中存储的指令将位置219叠加在帧图像218上。

[0073] 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。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。虽然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。计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如,与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式进行分布,例如,经由互联网或其他有线或无线的电信系统进行分布。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。

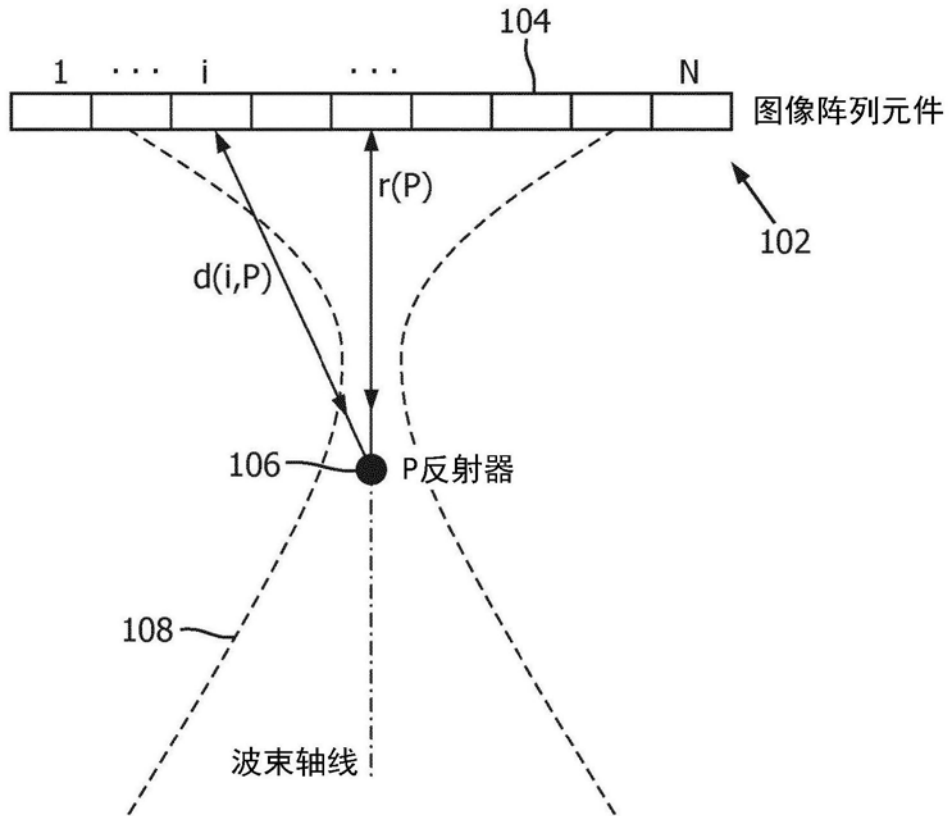


图1A

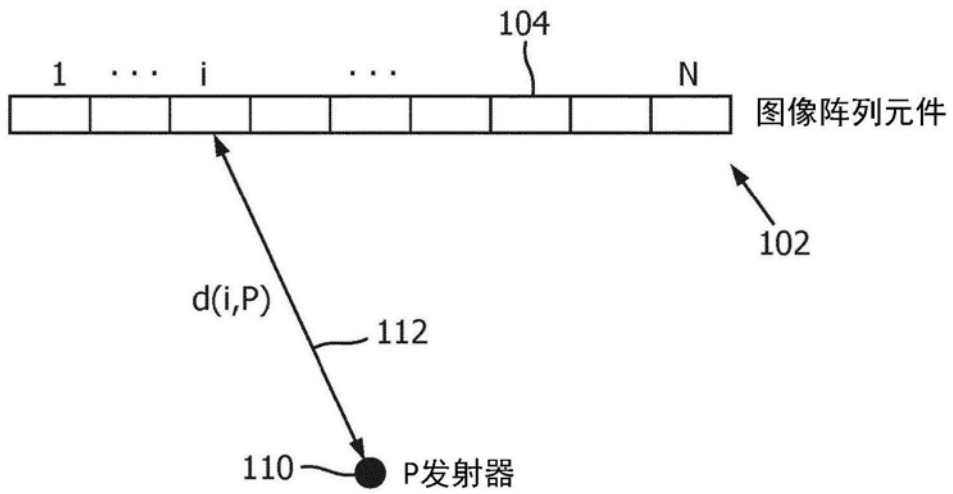


图1B

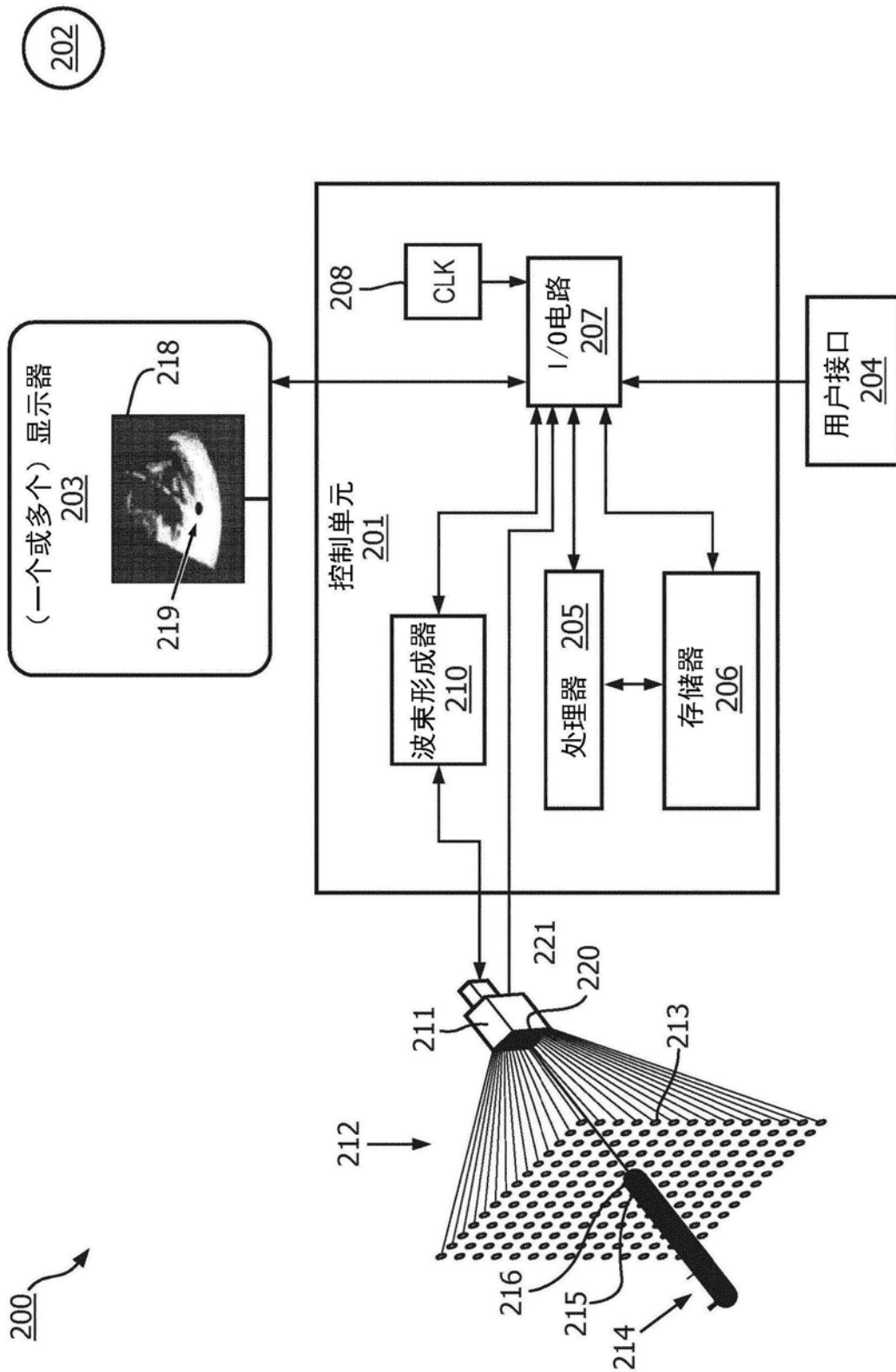


图2

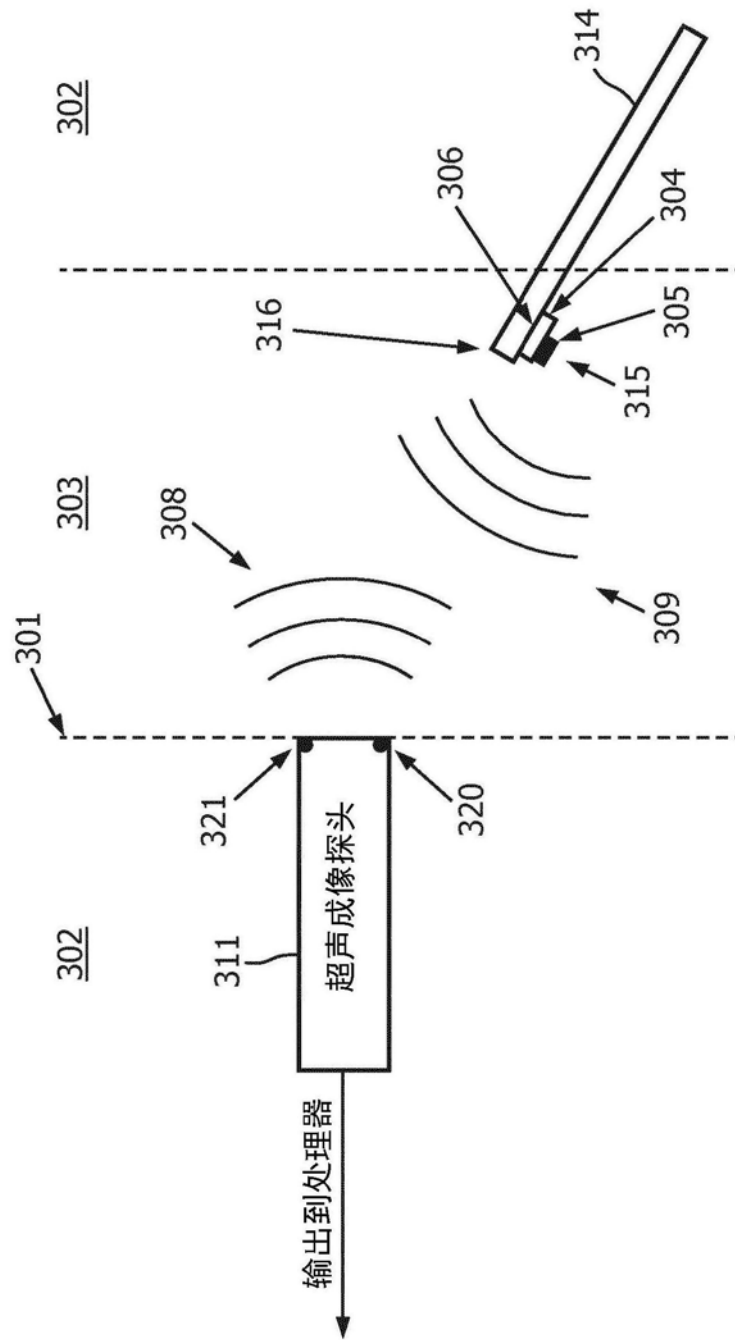


图3

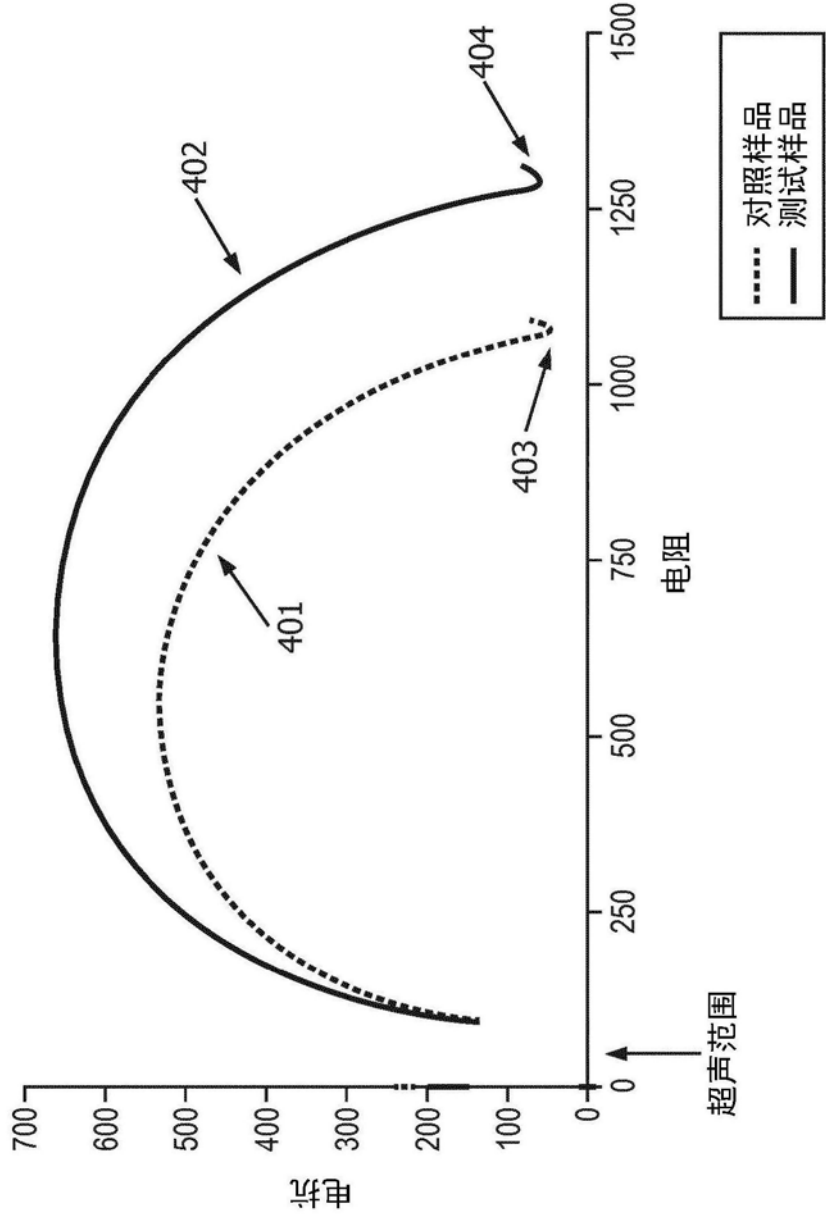


图4

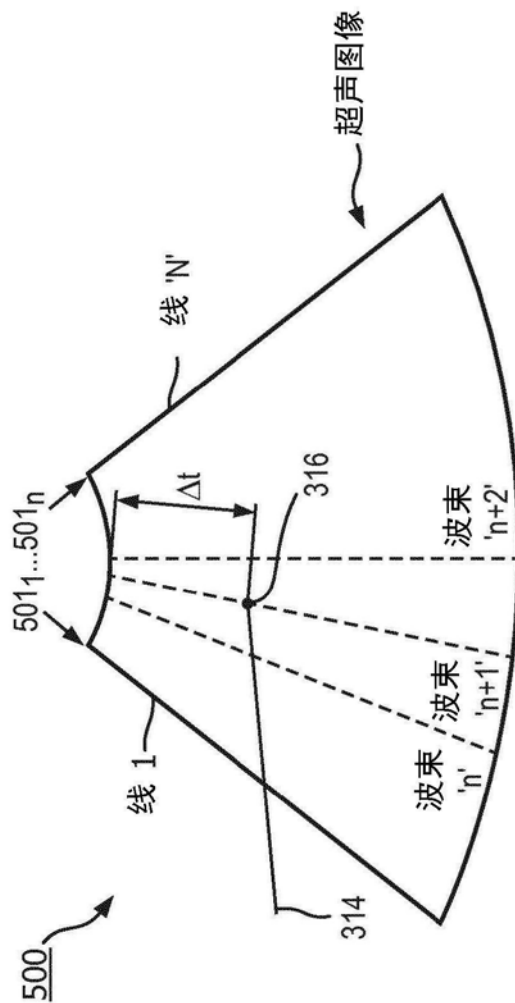


图5A

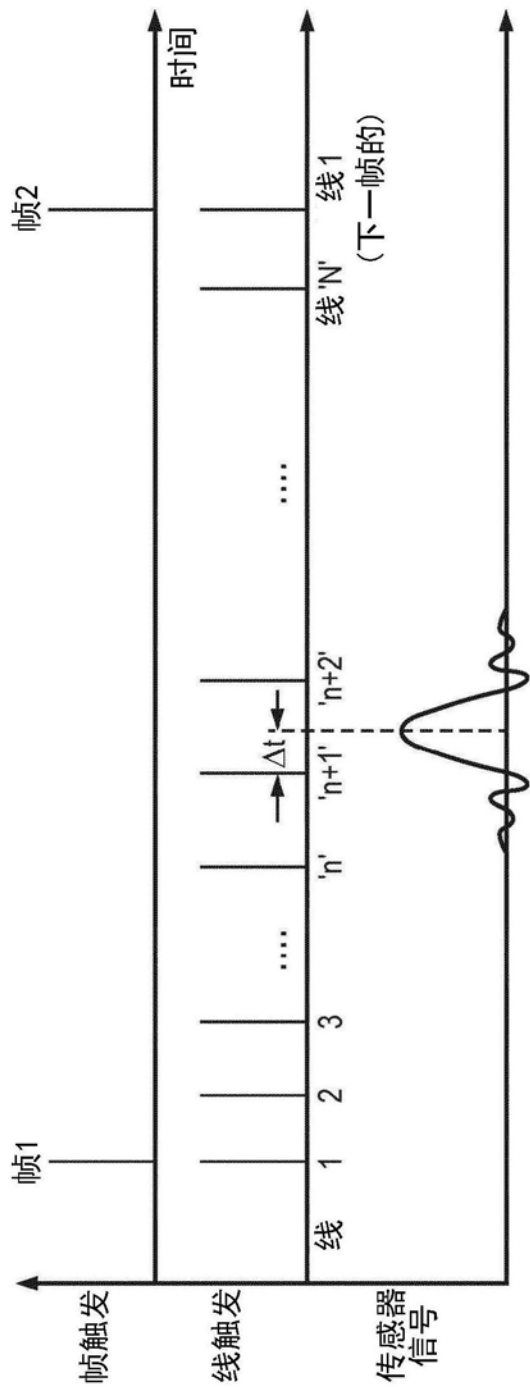


图5B

专利名称(译)	超声引导的对治疗设备的定位		
公开(公告)号	CN110087539A	公开(公告)日	2019-08-02
申请号	CN201780076759.X	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	S·孙		
发明人	S·孙		
IPC分类号	A61B5/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4416 A61B8/463 A61B2017/3413 A61B2090/378 A61B2090/3786 A61B2090/3929 A61B5/063 A61B2034/2063 A61B2090/3925 A61B34/20		
代理人(译)	王英		
优先权	62/433069 2016-12-12 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于执行医学流程的装置包括传感器，所述传感器适于将入射在所
述传感器上的超声信号转换成电信号。所述传感器包括下电极和上电
极，并且所述上电极适于将所述电信号传输到超声成像探头的电极。

