



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106999149 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(21)申请号 201580064043.9

(22)申请日 2015.11.24

(30)优先权数据

62/084,147 2014.11.25 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.05.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/059058 2015.11.24

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/083985 EN 2016.06.02

(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 D·范阿尔芬 M·D·波伦

D·霍普辛普森 E·M·坎菲尔德

R·梅萨罗什 S·R·弗里曼

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

B06B 1/06(2006.01)

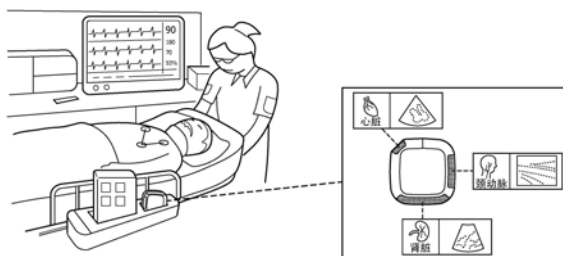
权利要求书1页 说明书7页 附图11页

(54)发明名称

多传感器超声探头及相关方法

(57)摘要

提供了一种用于多方面检查,例如用于分诊和紧急情况的超声探头。所述探头可以包括不同的换能器阵列,例如线性、曲线性和扇形阵列,其被组合为具有无线显示器的单个手持单元。提供了相关方法,例如用于基于预期检查和/或探头在患者的身体上的位置来自动选择适于用户扫描的阵列的方法。



1. 一种无线超声探头, 包括:

探头壳体, 其具有第一侧面、第二侧面以及握持部分, 其中, 所述第一侧面包括第一换能器阵列, 并且所述第二侧面包括第二换能器阵列;

至少一个波束形成器, 其被耦合到所述第一换能器阵列和所述第二换能器阵列, 所述第一换能器阵列和所述第二换能器阵列被配置为在不同的扫描模式中操作;

所述壳体中的处理器, 所述处理器被配置为针对超声扫描流程在所述第一换能器阵列或所述第二换能器阵列之间进行选择; 以及

图像处理器, 其被配置为生成超声图像数据, 以向用户显示。

2. 根据权利要求1所述的无线超声探头, 包括第三侧面, 所述第三侧面包括第三换能器阵列, 所述第三换能器阵列被配置为在与第一阵列和第二阵列不同的扫描模式中操作。

3. 根据权利要求1所述的无线超声探头, 其中, 所述探头壳体具有正方形、矩形、三角形或梯形形状。

4. 根据权利要求1所述的无线超声探头, 其中, 所述第二换能器阵列相对于所述探头壳体被布置, 使得当利用所述第一换能器阵列进行扫描时, 所述第二换能器阵列由所述用户的手的抓握包围。

5. 根据权利要求1所述的无线超声探头, 还包括至少一个指示器部件, 以识别所述换能器阵列中的哪个被选择用于所述超声扫描流程。

6. 根据权利要求1所述的无线超声探头, 其中, 指示器部件包括灯。

7. 根据权利要求1所述的无线超声探头, 还包括所述探头壳体上的激活部件, 其中, 所述第一换能器阵列或所述第二换能器阵列的选择定义所述激活部件的功能。

8. 根据权利要求7所述的无线超声探头, 其中, 所述激活部件被配置为依据选定的换能器阵列而被激活。

9. 根据权利要求1所述的无线超声探头, 还包括运动传感器, 所述运动传感器被配置为提供所述探头相对于患者的位置信息。

10. 一种超声诊断扫描系统, 包括根据权利要求1所述的探头以及被配置为与所述探头无线通信的显示器。

11. 根据权利要求10所述的超声诊断扫描系统, 其中, 所述探头、所述显示器或两者被配置为向用户提供扫描模式预设。

12. 根据权利要求8所述的超声诊断扫描系统, 其中, 扫描模式预设能够根据用户输入来选择。

13. 根据权利要求10所述的超声诊断扫描系统, 其中, 用户输入部包括在所述探头或所述显示器上的按钮或基于触摸的选择设备。

14. 根据权利要求12所述的超声诊断扫描系统, 还包括多个成像预设, 所述多个成像预设包括心脏、腹部、心脏以及肾脏成像预设。

15. 根据权利要求1所述的无线超声探头, 包括具有多个信道的微型波束形成器, 其中, 第一信道被耦合到第一阵列, 并且第二信道被耦合到第二阵列。

多传感器超声探头及相关方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2014年11月25日提交的美国临时专利申请No.62/084147的优先权，通过引用将其整体并入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及超声诊断成像系统和方法，例如具有被配置用于多方面超声检查的若干阵列的超声探头的使用。

背景技术

[0004] 从家里到医院的旅程对于面临医学紧急情况的每个患者来说至关重要，因为您可以越早为患者联系到优质护理时，结果就越好。这种护理的一个关键方面是使护理人员之间的每一步沟通流水线化。然后护理人员可以更全面地了解患者的病情，并且可以跨从家到医院以及各地之间的整个连续体做出更多的知情决策。超声图像是这个连续体的重要部分。需要将超声技术带到进行护理的任何地方，而遗憾的是，目前只有有限的选择可用。

发明内容

[0005] 在一些方面，本发明包括一种超声探头，例如无线超声探头。所述探头可以包括具有多个侧面（例如第一侧面和第二侧面）的探头壳体以及握持部分。第一侧面可以包括第一换能器阵列，并且第二侧面可以包括第二换能器阵列。所述探头可以包括：耦合到第一和第二换能器阵列的至少一个波束形成器，其被配置为以不同的扫描模式操作；以及在壳体中的处理器，其被配置为在第一或第二换能器阵列之间进行选择以用于超声扫描流程；以及图像处理器，其被配置为生成用于向用户显示的超声图像数据。

附图说明

[0006] 在图中：

[0007] 图1图示了根据本发明的第一实施例的超声探头。

[0008] 图2A和图2B图示了根据本发明第二实施例的超声探头。

[0009] 图3A-3C图示了用于超声探头中的不同阵列的使用的示范性探头配置。

[0010] 图4以框图形式图示了本发明的无线探头的微型波束形成器与天线之间的示范性电子子系统。

[0011] 图5图示了根据本发明的原理的具有用于不同应用的不同阵列的超声探头。

[0012] 图6以框图形式图示了被配置为以多个频率发送和接收超声波的微型波束形成器ASIC的信道。

[0013] 图7以框图形式图示了图6的微型波束形成器ASIC的接收配置。

[0014] 图8图示了具有高频换能器和低频换能器的超声探头的示范性实施例。

[0015] 图9A和图9B图示了具有适于与本发明的多频率微型波束形成器ASIC一起操作的

高频和低频换能器元件的单个换能器阵列。

[0016] 图10图示了根据本发明的原理的使用超声探头的工作流程。

[0017] 图11图示了根据本发明的实施例的从超声探头生成的数据的通信。

具体实施方式

[0018] 根据本发明的原理,描述了一种超声诊断成像系统和探头,其中,超声探头可用于多方面检查,例如用于分诊和紧急情况。探头可以包括不同的换能器阵列,例如线性、弯曲线性阵列和扇形阵列,其被组合成单个手持单元,该手持单元可以例如耦合到用于显示超声图像的无线显示器。提供了相关的方法,例如基于预期检查和/或患者身体上的位置自动选择适当阵列以供用户进行扫描的方法。

[0019] 一方面中,本发明包括超声探头。例如,本发明包括无线超声探头,该无线超声探头可以包括具有若干侧面(例如,两个、三个或四个侧面)的探头壳体。该探头还可以包括把手部分。探头的侧面可以包括换能器阵列,该换能器阵列可以被布置成使得当患者被一个阵列扫描时,(一个或多个)其他阵列被布置为超声检查器的手柄的一部分。例如,可以相对于探头壳体布置一个换能器阵列(例如,线性阵列),使得当利用不同的换能器阵列(例如,弯曲线性阵列)扫描时,其被用户的手的抓握所包围。探头还可以包括发送和接收电路和/或至少一个波束形成器,其被耦合到阵列以便以不同的扫描模式操作该阵列。阵列可以是一维或二维阵列,并且可以包括线性阵列、弯曲线性阵列和/或扇形或相控阵列。探头可以包括电路和其他电子设备,例如处理器,以在不同的阵列之间进行选择。图像处理也可以在探头中进行,然后被无线发送到与探头通信的显示器。

[0020] 参考图1,本发明的超声探头10a被设计为是手持式的并且可以包括四个侧面。可以使用各种形状。例如,探头10a可以是正方形、矩形、三角形或梯形的形状。如所示的,边缘可以被平滑地斜切和形成,从而允许来自几个侧面的舒适握持。即使当探头滑动时,中心压痕(可能有防滑脊)可以有利于稳固的握持。在探头的若干侧面上,不同的传感器或阵列12被安装或并入到探头壳体中,以允许使用中的传感器面向下,而未使用的传感器被用户的手的抓握包围。诸如集成光带的指示器部件14可以位于每个传感器旁边。可以照亮一个光带,以清楚地显示哪个传感器处于活动状态,并且因此哪个取向保持探头进行扫描。探头也可以是无线的,所以不需要引出线缆来阻碍人体工程学或使定位复杂化。一些实施例包括将线缆(例如,USB线缆)耦合到探头的选项,其可以被配置为将图像和/或控制信号发送到外部显示器或其他系统部件,例如主机超声系统。探头的另一个属性在于,由于压在手上的部件是探头上的光滑透镜或聚光表面(bezel surface),因此将不使用的传感器安置在手中,从而有效地成为舒适把手的一部分。同样如图1所示,探头可以被存储在存储设备16中。存储设备16可以包括例如备用电池和/或感应充电设备,以在不使用时对探头进行充电。

[0021] 图2A和图2B示出了本发明的探头的另一个实施例。如图2A和图2B所示,探头10b(顶侧视图)和10c(底侧视图)可以包括三个阵列换能器,例如弯曲阵列换能器、线性阵列换能器和扇形阵列换能器。每个阵列可以被配置用于不同的临床应用。利用图2A和2B中的实施例,探头壳体的凹入部分可以用作与在操作期间用于扫描的阵列相对的用于用户的手的握持部分18。备选地,用户可以将他们的手缠绕在壳体的延伸部分20周围,该延伸部分朝着

阵列换能器向外延伸。此外,指示器部件14可以用于识别哪个阵列准备好或正被用于扫描。在探头壳体上的额外突起结构可被用于增加额外的握持能力,电池或电力存储,和/或用于控制探头的额外指示器部件或按钮。如图2B所示,凹入部分可以被包括在探头壳体中以容纳例如构造成对探头充电的感应式充电线圈。

[0022] 如本文所描述,本发明的探头可以包括指示器部件14,以突出显示在扫描流程期间哪个阵列正在被操作。本发明还可以包括在探头上的激活部件22(诸如按钮),以允许用于探头上的每个换能器阵列的一致性的用户接口。例如,如图3A-C所示,多传感器探头可以包括各种激活部件(例如,按钮),其位于探头的顶部上并且能够在探头的操作期间改变颜色、点亮或提供指示。在图3A中,用户可以握住探头,使得线性阵列处于操作中,并且探头的顶部的两侧的两个按钮可被用于控制超声系统的特征。例如,一个按钮可以被配置为启动“冻结”操作,而另一个按钮可以被配置为启动“采集”操作。为了为每个阵列提供一致性的用户接口,按钮可以被配置为可与扫描期间使用的特定阵列相结合进行操作。如图3B所示,弯曲阵列正在操作,并且对应于弯曲阵列的激活部件是可操作的。同样,在图3C中,扇区阵列正在被操作,并且对应的按钮被启用以控制系统上的特征,例如冻结和采集。如所有三个实施例所示,一个指示器部件14例如点亮为绿色,以示出哪个阵列正在使用。与其他阵列相关联的其他两个指示器部件可能是黑色或不亮,从而示出该阵列未使用。此外,激活部件22可以是选择性着色的,例如红色、蓝色和黑色,使得红色和蓝色指示激活部件可以被激活以控制用户接口的某些方面,例如“冻结”或“采集”。

[0023] 图4中示出了用于本发明的无线探头的示范性探头控制器和收发器子系统。电池92为无线探头供电并且耦合到电力供应和调节电路90。该电力供应和调节电路将电池电压转换成包括换能器阵列的无线探头的部件所需的多个电压。典型构造的检测器可能需要例如9个不同的电压。电力供应和调节电路还在电池92的再充电期间提供充电控制。在构造的实施例中,电池是锂聚合物电池,其是棱柱形的,并且可以形成为适合于探头外壳内的可用电池空间的形状。

[0024] 采集模块94提供微型波束形成器和收发器之间的通信。该采集模块向微型波束形成器提供定时和控制信号,引导超声波的发送并且从微型波束形成器接收至少部分波束形成的回波信号,所述回波信号被解调和检测(并且可选地被扫描转换)并被传递到收发器96以发送到基站主机。可以在例如W02008/146208中找到合适的采集模块,该文献通过引用并入本文。在该范例中,采集模块通过并行或USB总线与收发器通信,使得在需要时可以使用USB线缆,如下所述。如果采用USB或其他总线,则其可以通过线缆提供与基站主机的备选有线连接,从而绕开收发器部分96,如下所述。

[0025] 图5示出了使用本发明的超声探头的范例实施例。如图所示,无线超声探头可以容易地以各种方式存储,例如在患者的床边附近并且与至少一个显示器和/或平板设备无线通信。此处,超声探头被配置为包括不同的换能器阵列,例如三个换能器阵列,其进行操作以用于不同的临床扫描应用,例如用于扫描患者体内的不同组织和/或器官。例如,探头一侧的扇形阵列可用于心脏成像,探头另一侧的线性阵列可用于颈动脉成像,而探头另一侧的弯曲线性阵列可用于肾脏成像。应注意,用于发送和接收功能以及图像处理的所有必要的电路和电子器件可以被包括在换能器探头内,使得无线发送的图像数据可以简单地显示在远程显示器上。此外,单个超声采集信号路径可以被布置在壳体中并耦合到探头中的不

同阵列,以节省空间并提供能量效率。在一些实施例中,一个或多个微型波束形成器可以被包括在探头中并且被配置为选择性地使从不同的换能器阵列生成的信号波束形成。微型波束形成器是已知的并且在例如WO 2007099473中被描述,该文献通过引用而被并入本文。

[0026] 如本文进一步描述的,本发明的超声探头可以包括被配置为从不同的阵列发送超声的微型波束形成器ASIC(专用集成电路)。例如,该微型波束形成器可以用于操作两到三个不同的阵列,例如图1、图2和图3中描述的那些阵列。在一些实施例中,不同的阵列可以例如在高频和低频下以不同频率工作。

[0027] 应注意,高频和低频通常彼此相关地描述,因此相比于发送较低中心频率的低频阵列,高频阵列将发送较高的中心频率。换能器元件的阵列被配置为在与特定的中心频率相关联的带宽上发送和接收超声。例如,“高频”可以在3-7MHz(在5MHz的中心频率处的80%的带宽)的范围内。“低频”可以在2-4.5MHz(在3.2MHz的中心频率处的78%的带宽)的范围内。其他范围是可用的,但两个频率范围能够交叠,使得感兴趣的回波可以由具有不同频率特性的阵列接收。同样,“高电压”是指数十伏特的电压,例如大于+30V或小于-30V的电压,在一些实例中,高电压器件为+35V或-35V的电源。“低电压”是指单个数位的电压,如1.5V至5V。在一些实例中,低电压为3.3V或5V。

[0028] 本公开的微型波束形成器ASIC 30以方框图的形式在图6中示出。该微型波束形成器被构造为多个信道32,其中一个在该图中示出。其他相同的信道用32'表示。每个信道可以控制换能器阵列的一个或多个元件。在图6的实施方式中,所示出的信道32被示为控制两个换能器元件ELEA和ELEB。移位寄存器和逻辑电路34从主系统接收信道数据,该主系统指示信道如何发送超声波并且处理接收的超声信号以用于临床医师所期望的图像。该信道数据控制两个发送控制电路36A和36B,它们确定所发送的脉冲或波形的性质(例如其频率)以及每个发送控制电路发送脉冲或波形的时间。适当的波形由高电压发射器40A和40B放大,并且高电压发送信号被应用到换能器元件ELEA和ELEB。信道数据的一部分用于控制信道的接收电路(包括聚焦控制电路38)。聚焦控制电路38使得TGC放大器42能够开始放大从耦合到信道的换能器元件中的一个或多个接收的回波信号。该聚焦控制电路还通过延迟电路44设置要被应用于所接收的回波信号的延迟,以结合由微型波束形成器30的其它信道接收的回波信号来适当地聚焦所接收的信号。随着回波从沿着波束的增加深度被接收而由TGC放大器应用的增益由TGC电路控制。信道数据的一部分被加载到移位寄存器52中,该移位寄存器52被计数器54用于调节TGC回转滤波器56。所得到的TGC信号被用于随着从换能器元件接收回波而动态地控制TGC放大器的增益。因此,TGC电路根据由临床医师选择的TGC特性应用时间增益控制信号。

[0029] 经放大和延迟的接收信号被放大器46缓冲以应用于线缆驱动器48,该线缆驱动器生成电压以驱动线缆4的导体。多路复用器50将信道输出信号引导到适当的微型波束形成器输出线58,其中,它们与波束形成所必需的其它信道的接收信号累加在一起。总和信号ARX通过线缆4的导体耦合到主系统。

[0030] 该微型波束形成器可以包括上电复位电路60,该上电复位电路60在功率被首次应用到微型波束形成器时将微型波束形成器复位到初始状态。状态寄存器62累积来自这些信道的状态数据,所述状态数据作为SC0数据被返回到系统以通知主超声系统关于微型波束形成器30的操作状态。

[0031] 微型波束形成器信道32具有两个发送/接收(T/R)开关T/RA和T/RB,其用于通过在发射器36A和36B向换能器元件应用高电压发送信号时断开换能器元件和TGC放大器之间的连接来保护TGC放大器42的输入。T/R开关还用于从两个元件中选择接收信号以进行接收处理。当T/RA闭合时,来自ELEA的接收信号被耦合到TGC放大器42。当T/RB和RXSWB闭合时,来自ELEB的接收信号被耦合到TGC放大器。当所有三个开关都闭合时,由两个换能器元件接收的信号均被耦合到TGC放大器。第四开关RXSWNXT被闭合以将ELEA和/或ELEB接收的信号耦合到其他信道的接收电路,其中,它们可以与从其它换能器元件接收的信号相结合处理。该RXSWNXT开关还使得在其它信道上接收的信号能够被耦合到TGC放大器42的输入部,以与由该信道上的元件ELEA和/或ELEB接收的信号相加和并行处理。

[0032] 图7示出两个微型波束形成器信道的接收信号电路,以图示由多于两个换能器元件接收的信号可以如何被微型波束形成器组合和处理。左信道Ch-N耦合到两个换能器元件eleA和eleB。T/R开关T/RA和T/RB由逻辑门70和72控制,以在高电压发射器(未示出)使元件脉动以发送超声波时断开,并且在发送后在回波信号要被接收时闭合。可以闭合T/R开关中的任一个或两个以选择用于接收的元件之一或两者。例如,当仅要从元件eleA接收回波时,在接收期间仅T/RA开关被闭合。当仅要从元件eleB接收回波时,T/RB开关和RXSWBN开关(在RswB逻辑的控制下)被闭合并且开关T/RA保持断开。接收可以仅利用一个元件开始,其中,第二元件在接收期间被耦合以用于接收孔的动态扩展,因为回波是从体内更深处接收的。为了由两个元件接收,所有三个开关都被闭合以将接收的信号耦合到前置放大器Rx(例如,TCG放大器42),该前置放大器Rx通过使能用于信号PreamplEn来启用以用于接收信号处理。信道的前置放大器Rx开始处理接收的信号的时间由REXP逻辑控制。

[0033] 当期望将来自eleA和/或eleB的回波信号与来自其他信道的回波信号组合或者通过其他信道的前置放大器处理它们的信号时,开关RXSWNXT由RswNxt逻辑控制。在信道之间的一系列连续RXSWNXT开关使eleA和/或eleB的回波信号能够被引导到微型波束形成器的任何其它信道。图示的RXSWNXT开关可以被闭合以将来自eleA和/或eleB的回波信号耦合到所示的第二信道Ch-N+1的前置放大器,用于由其前置放大器RxN+1单独处理或与来自元件eleC和eleD的回波信号结合处理。因此,例如,接收可以从来自元件eleA的回波信号开始,其后耦合来自eleB的回波信号,随后再加上来自元件eleC和元件eleD的回波信号,然后开关RXSWBN且之后开关RXSWBN+1闭合。高电压T/R(A-D)开关的初始阶段将在接收的开始时已经闭合。取决于阵列中的元件的相对取向,该操作可以便于在方位角方向、在高程上或以两者上动态扩展孔。在该过程中没有应用延迟的情况下,可以有用的是在高程上扩大孔,其中,阵列具有透镜以在视场中生成接收焦点。前置放大器的输出端耦合到求和节点,用于在时间延迟之后与来自其他信道(例如图6中图示的求和节点线58)的其他信号进行组合。

[0034] 本公开描述了能够用于操作在不同频率下操作的两个或更多个不同阵列的波束形成架构。在一些实施例中,换能器元件的第一阵列可以与第二阵列位于探头的相同端部上,并且第一阵列可以以不同或相同的频率操作,例如以较高的频率操作,而第二阵列以较低的频率操作。在一些实施例中,第一阵列可以与第二阵列位于探头的相对侧上,所述第二阵列将声音指向与第一阵列不同的方向。在一些实施例中,三个或更多个阵列可以相对于彼此位于探头外壳上的不同位置处,例如,如图1-3所示。在这样的实例中,阵列中的每个可以被配置为以相同或不同的频率操作。例如,第一阵列相比于第二和第三阵列可以以较低

的频率操作,并且第二阵列相比于第三阵列可以以较低的频率操作。通过本文所述的微型波束形成器ASIC来实现将阵列布置在不同位置并具有不同频率的灵活性。

[0035] 图8图示了可以使用图6和图7的微型波束形成器来实现的双阵列探头10。探头10具有两个远端,一个安装低频阵列换能器80L,并且另一个安装高频阵列换能器80H。阵列被耦合到位于探头的手柄中的印刷电路板84上的微型波束形成器ASIC 30。每个阵列通过内插器82耦合到微型波束形成器,内插器82在一端处耦合到阵列的元件,并在另一端处耦合到ASIC 30。内插器是本领域所公知的,如在美国专利公开no.2008/0229835 (Davidsen等人) 和美国专利8330332 (Weekamp等人) 中所描述的。在一些实施方式中,柔性电路也可以用于将换能器元件连接到微型波束形成器ASIC。临床医师可以将探头的一个远端按压对着患者的皮肤并执行低频成像,并且可以简单地重新定位探头以将另一远端压靠对着患者以执行高频成像,这都不需要改变探头。微型波束形成器信道可以同时操作两者阵列,使用每个信道的一个发射器来驱动高频阵列80H并且使用每个信道的另一个发射器来驱动低频阵列80L。来自两者阵列的图像可以显示在显示器上,或者可以仅显示来自选定的传感器的图像。例如,用于成像的阵列可以由用户选择,或者在一些实施例中,探头中的图像处理器可用于通过确定哪个阵列由于正在患者身上进行扫描而生成图像来自动识别哪个阵列是活动的。备选探头配置是将高频和低频阵列并排定位在具有一个远端的探头(如图8所示的探头10)的远端6中。

[0036] 图9A和图9B中示出了本公开的另一探头实施方式,其中元件SXT_H的中心高频阵列由微型波束形成器信道32的一个发射器驱动,并且该信道的另一发射器驱动位于中央阵列的任一侧上的两个高度定位的低频元件SXT_L的行。图9A是通过换能器阵列的正视平面的截面视图,示出了在高频元件SXT_H的任一侧上定位的低频元件SXT_L。如图9B所示,多行元件在方位方向上延伸。如图所示,高频和低频元件具有不同的形状、尺寸和/或纵横比,在该范例中,高频元件SXT_H比低频元件SXT_L更薄。在元件的顶上是换能器元件阻抗与人体阻抗匹配的匹配层90。接地平面GND交叠匹配层,出于患者安全的考虑,这些匹配层是导电的,以将换能器元件的顶部电极接地。聚合材料的声透镜交叠接地平面。高频换能器元件的底部电极通过导体HF ELE耦合到微型波束形成器信道的高频发射器,并且低频换能器元件的底部电极通过导体LF ELE耦合到该信道的低频发射器。该连接由碳化钨内插器92制成,碳化钨内插器92与匹配层厚度一起使不同尺寸的换能器元件的换能器堆叠的高度相等。

[0037] 来自不同阵列的换能器元件可以以各种方式耦合到ASIC。在一些实施例中,换能器元件可以耦合到阵列后面的柔性电路(例如,导体HF ELE和LF ELE),其被耦合到连接器和容纳ASIC的PCB。在一些实施例中,如图9B所示,换能器元件可以安装在微型波束形成器ASIC 30上。在一些实例中,倒装芯片技术可用于将阵列安装到微型波束形成器。也将微型波束形成器ASIC键合到换能器堆叠的电连接可以通过焊料突起键合或至ASIC的键合焊盘的导电环氧树脂来形成。

[0038] 在一些实施例中,本发明包括包含本文描述的显示器和超声探头的超声系统。显示器和/或探头可以被配置为允许针对不同扫描应用选择不同的成像预设。在一些实施例中,可以根据用户输入来选择扫描模式预设。例如,如图10所示,临床医师可以在平板显示器上选择成像预设。用户输入部可以包括例如探头或显示器上的基于按钮或触摸的选择设备。图10中的平板电脑例如示出对应于超声探头中的不同阵列的三个成像预设。在某些方

面中,“预设”可以示出为以图形描绘的身体上的一个位置。基于成像预设的选择,系统相应地自动选择探头上的传感器,并且利用对应的照明光带将其突出显示。用户使用点亮的传感器进行扫描。在扫描期间,图像可以很容易地传递到相关联的平板电脑、更大的独立显示器或两者。

[0039] 在一些实施例中,本发明的超声探头可以包括增加更多智能化的运动传感器。在某些实施例中,与具有运动传感器的超声探头组合的超声系统可以基于探头的位置信息自动地修改系统操作条件。例如,该系统可以基于位置信息自动地从多个预设中选择扫描模式预设。在一些方面中,该系统可以基于位置信息自动地显示身体标记、解剖图谱图像、标签或其他临床信息。例如,该系统可以显示患者身体的表示,该表示示出采集的图像的近似位置以及针对那些图像和/或相关联的数据的可选链接。在某些方面,运动传感器可以用于通过首先触摸自然人体标志(即双肩和双臀)来自动检测身体上用于扫描的位置,从而为特定患者提供位置校准。使用这些基准,超声系统检测身体的哪一部分在随后重新定位探头之后被扫描,然后选择探头的对应预设,并且然后选择要用于扫描的对应阵列。对于未经过超声训练的医疗保健工作者,该系统提供必要的指导和自动化。对于任何超声检查器,它提供了方便的工作流程。

[0040] 位置信息可以用于其他目的。例如,该系统使用位置信息来辅助例如从徒手扫描和全景成像所采集的超声数据的体积绘制和/或分析。

[0041] 在一些方面中,本发明的探头可以容易地连接到互联网或其他网络,以将数据传送给其他临床医师以便查看图像。如图11所示,在运输过程期间在救护车中执行扫描的EMT可以使用该超声探头来搜索患者体内的自由流体的存在。如果这样一个发现被远程位置的ER医生确认,则ER医生可以快速决定在患者到达时预订超声FAST检查。此外,超声系统可以包括智能算法,其通过专用于患者遭受的特定创伤或事故(例如跌下楼梯)的协议来引导用户,其将包括寻找将指示患者具有内部出血的流体区。

[0042] 本领域技术人员将立即认识到,根据本发明的超声系统可以使用硬件、软件或两者的组合来构建。在硬件配置中,该系统可以包含执行描述的发明的电路,或使用高级数字电路,例如具有被配置为执行要求保护的处理的门的FPGA。此外,应当理解,本文公开的系统和方法的各个方面(例如处理器和图像处理器)可以由计算机程序指令实施和/或由计算机程序指令编程。这些程序指令可以被提供给处理器以产生机器,使得在处理器上运行的指令创建用于实施在一个或多个框图块中指定的动作或为本文公开的系统和方法描述的动作的设备。计算机程序指令可以由处理器执行以令处理器执行一系列操作步骤从而产生计算机实施的过程。计算机程序指令也可能导致要并行执行的至少一些操作步骤。此外,一些步骤也可以跨越多于一个处理器执行,例如可能在多处理器计算机系统中出现。另外,一个或多个过程还可以与其他过程同时执行,或者甚至以与图示的不同的顺序来执行,而不脱离本发明的范围或精神。

[0043] 计算机程序指令可以被存储在任何合适的计算机可读硬件介质上,包括但不限于RAM、ROM、EEPROM、闪存或其他存储器技术、CD-ROM、数字通用盘(DVD)或其他光学存储设备、磁带盒、磁带、磁盘存储设备或其他磁存储设备,或者能够用于存储所需信息并且可由计算设备访问的任何其它介质。

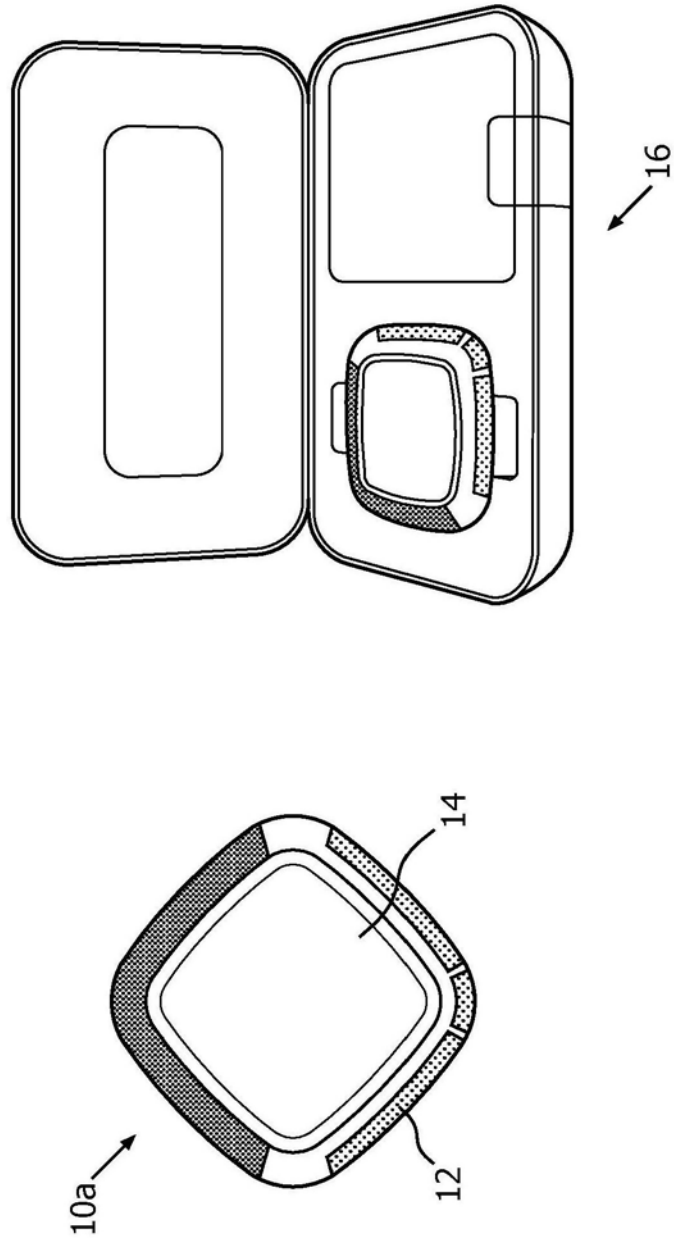


图1

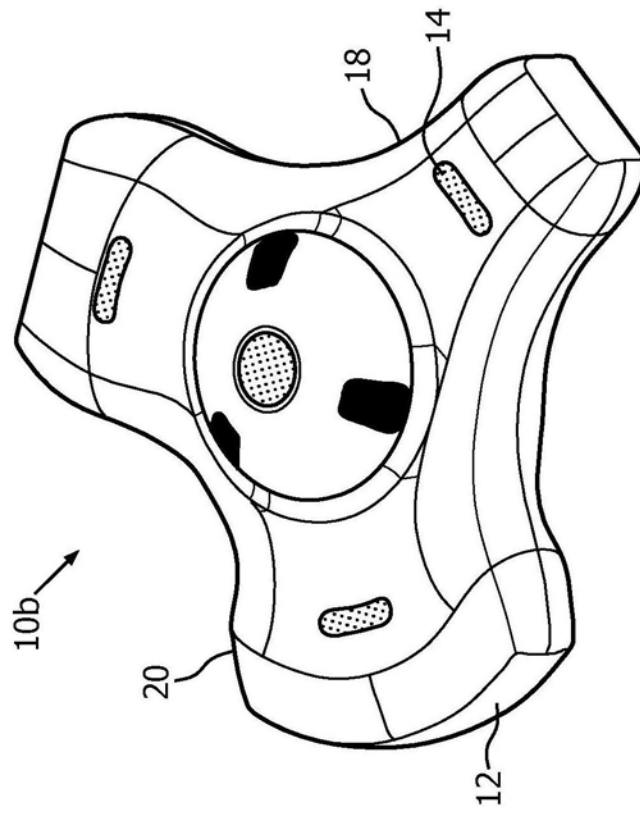


图2A

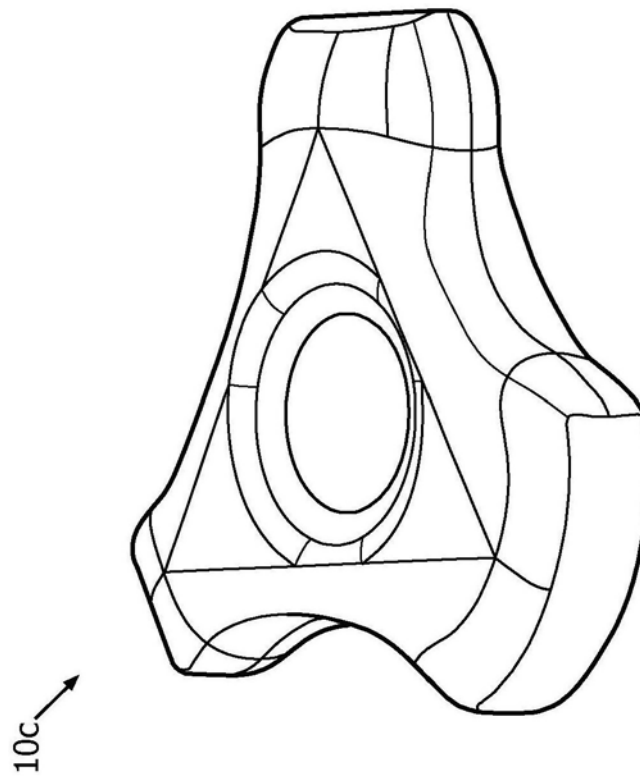


图2B

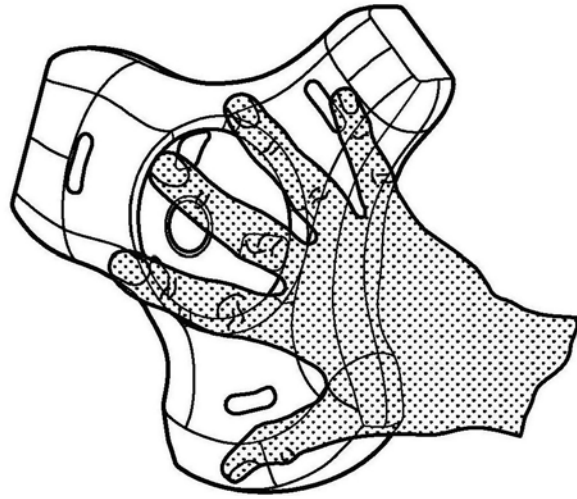
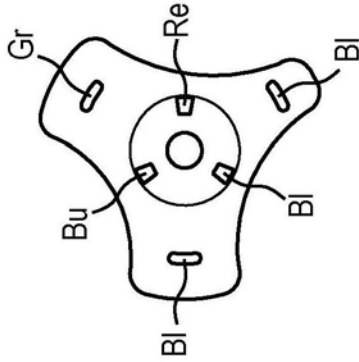


图3A

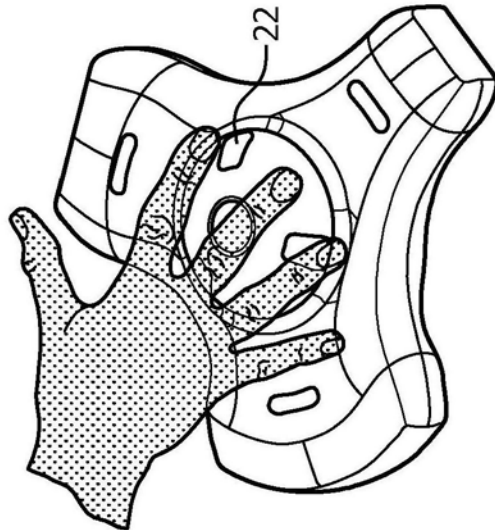
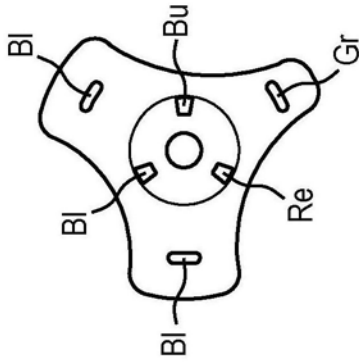


图3C

Bl = 黑色
Bu = 蓝色
Re = 红色
Gr = 绿色

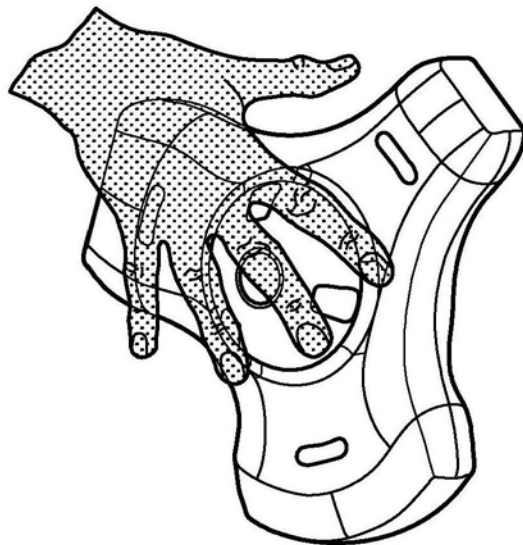
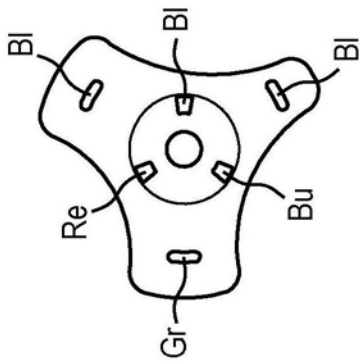


图3B

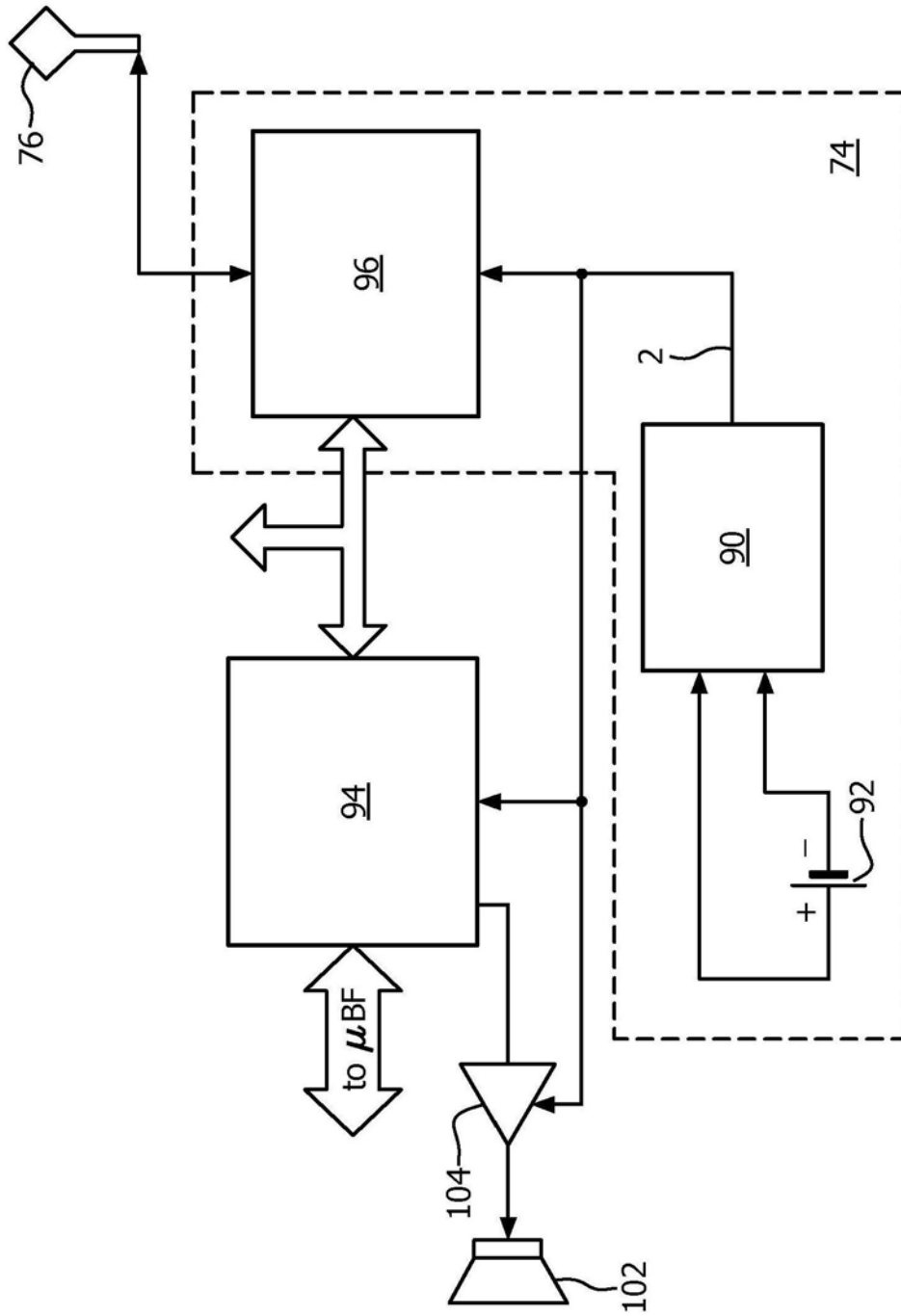


图4

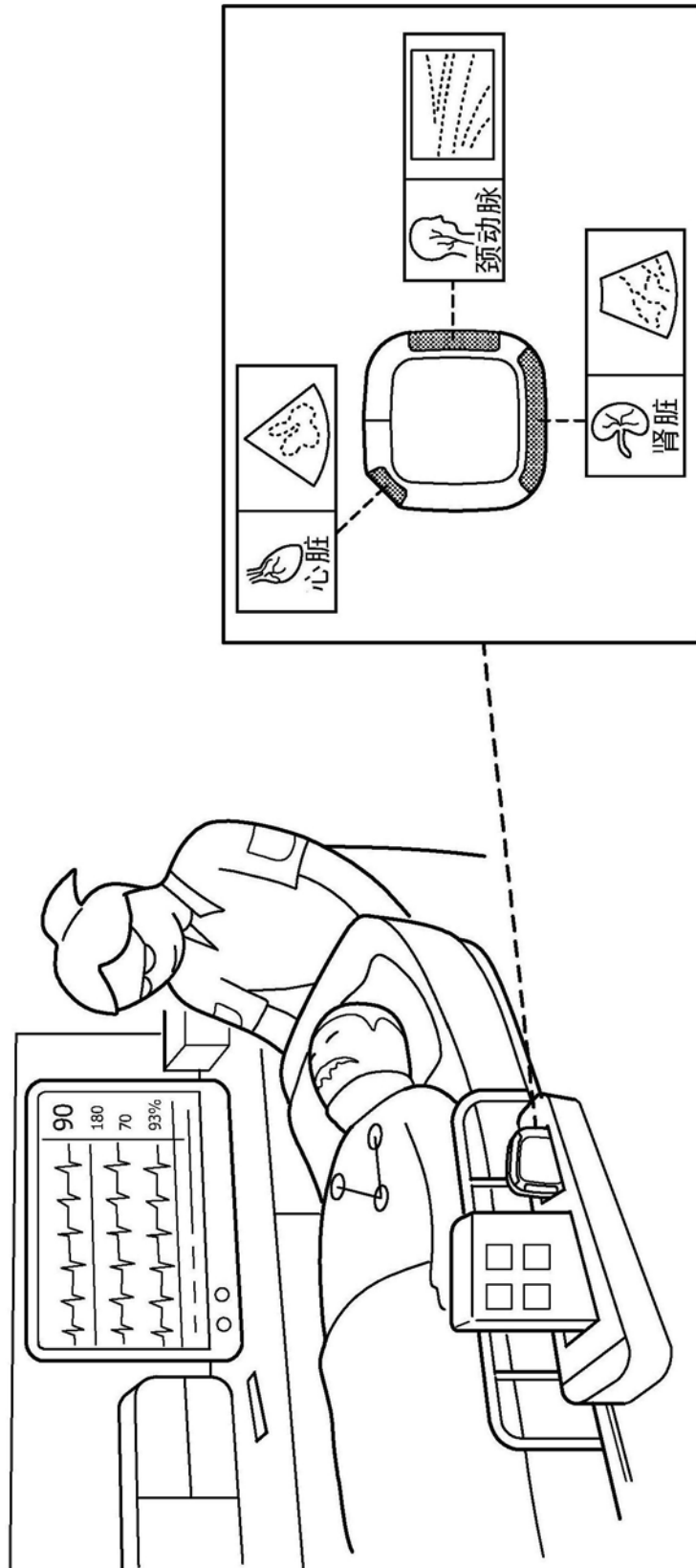


图5

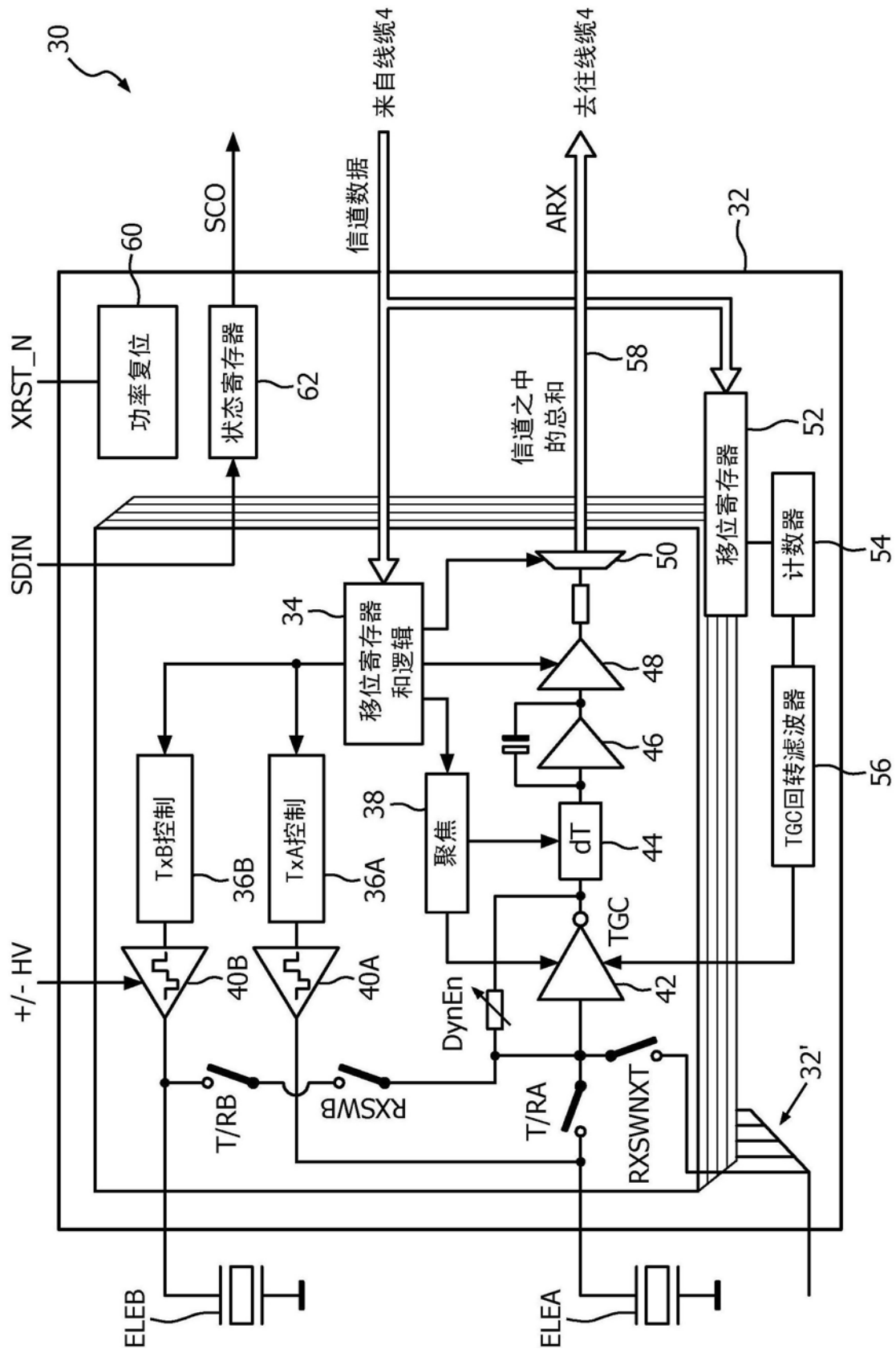


图6

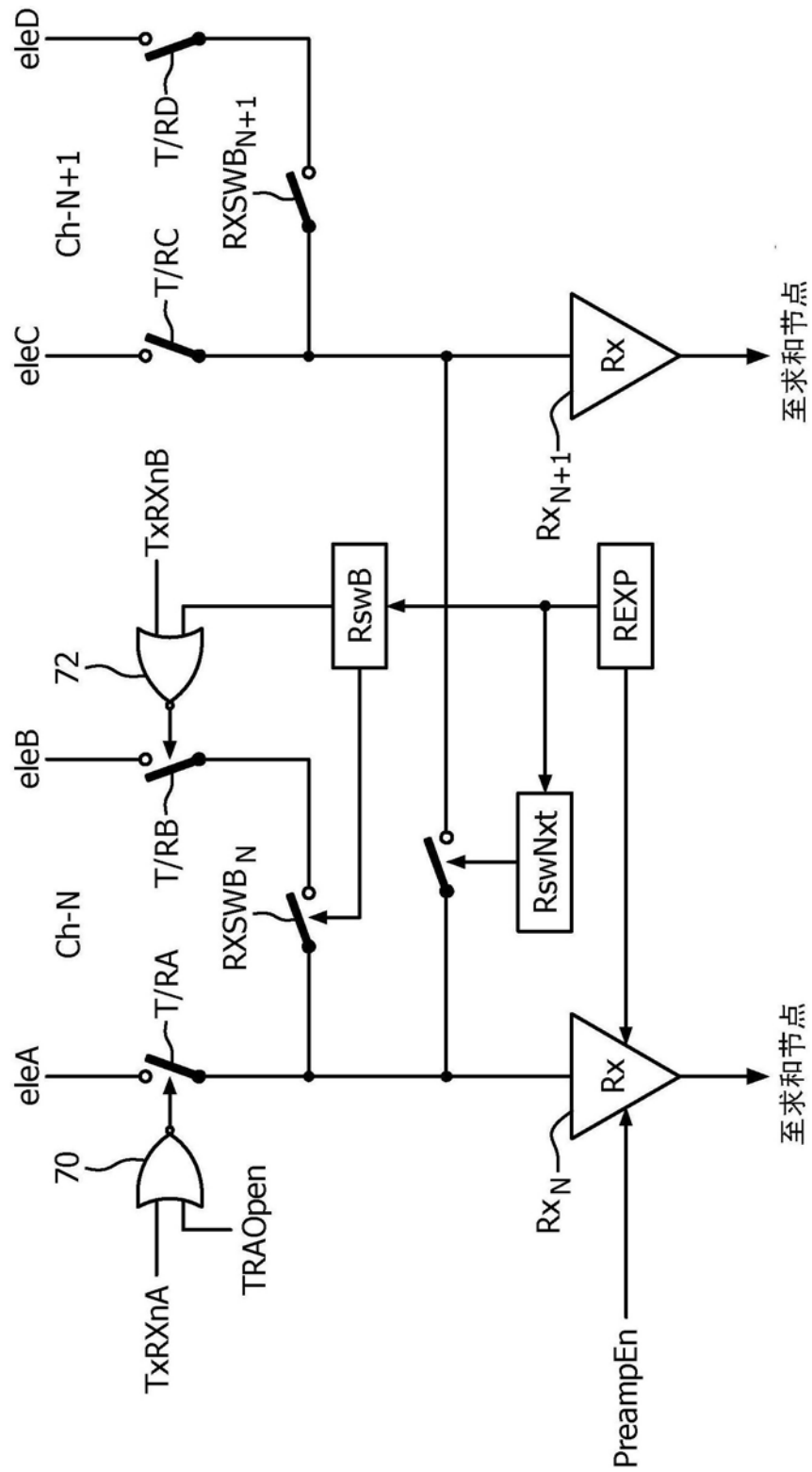


图7

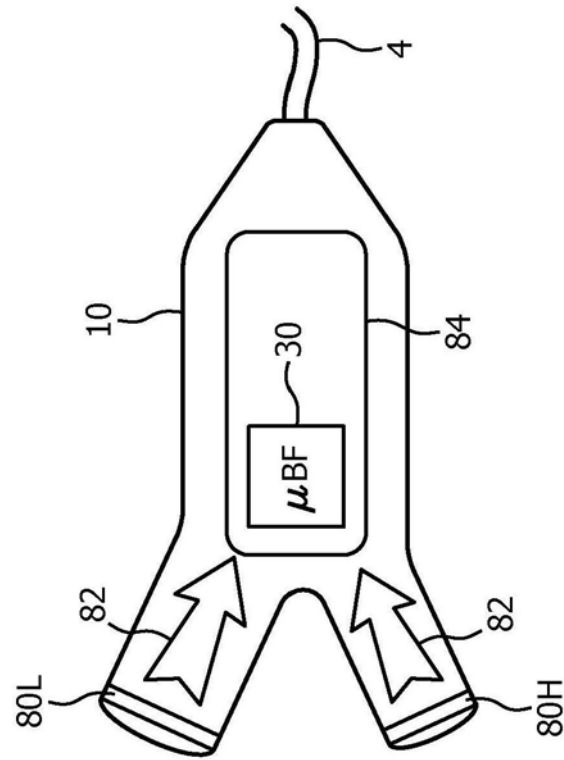


图8

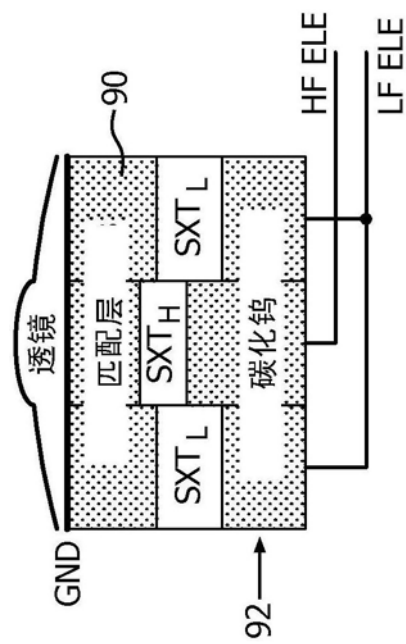


图9A

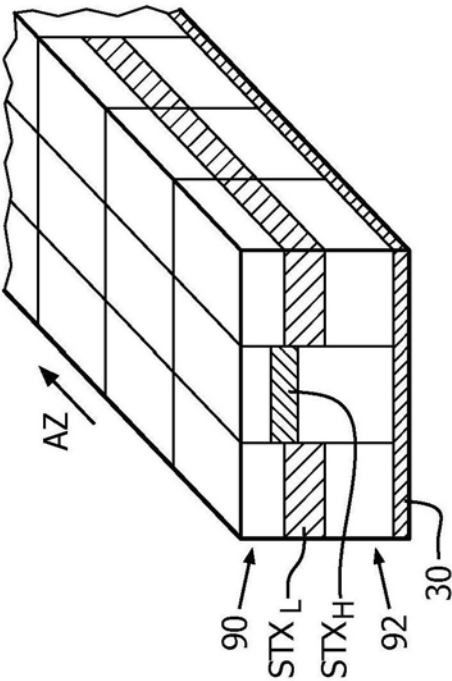


图9B

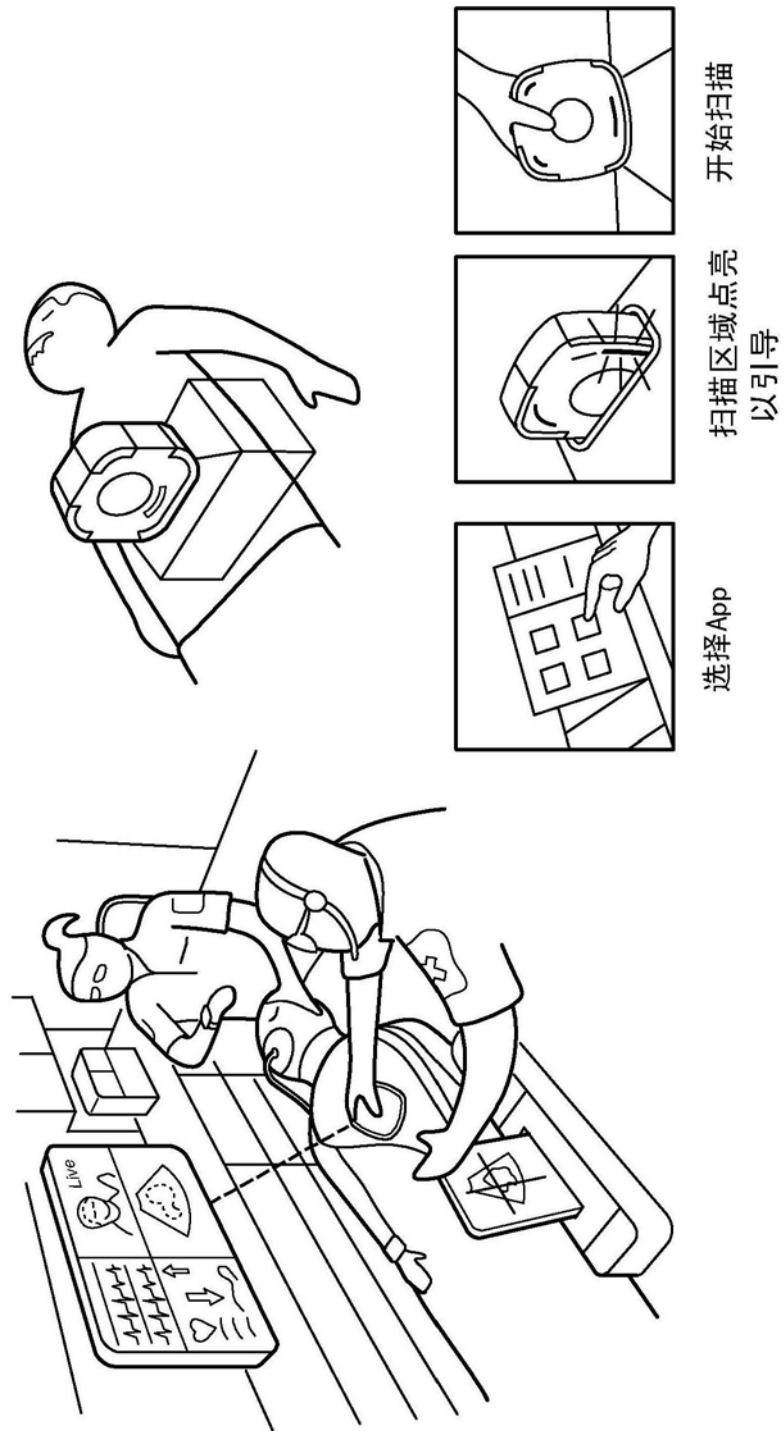


图10

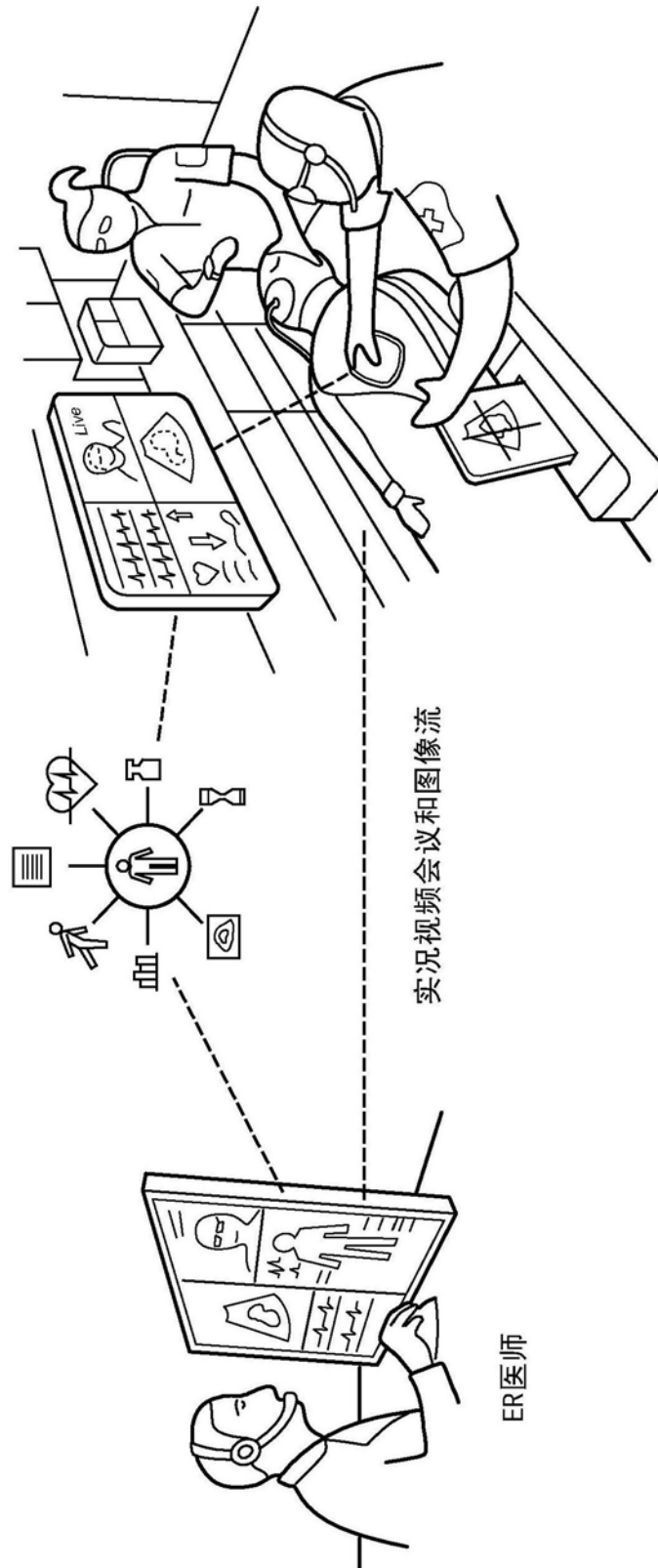


图11

专利名称(译)	多传感器超声探头及相关方法		
公开(公告)号	CN106999149A	公开(公告)日	2017-08-01
申请号	CN201580064043.9	申请日	2015-11-24
[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	D范阿尔芬 MD波伦 D霍普辛普森 E M 坎菲尔德 R梅萨罗什 SR弗里曼		
发明人	D·范阿尔芬 M·D·波伦 D·霍普辛普森 E·M·坎菲尔德 R·梅萨罗什 S·R·弗里曼		
IPC分类号	A61B8/00 B06B1/06		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/084147 2014-11-25 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于多方面检查，例如用于分诊和紧急情况的超声探头。所述探头可以包括不同的换能器阵列，例如线性、弯曲线性和扇形阵列，其被组合为具有无线显示器的单个手持单元。提供了相关方法，例如用于基于预期检查和/或探头在患者的身体上的位置来自动选择适于用户扫描的阵列的方法。

