



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101677806 B

(45) 授权公告日 2013. 03. 27

(21) 申请号 200880018095. 2

(22) 申请日 2008. 05. 21

(30) 优先权数据

60/941, 400 2007. 06. 01 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 11. 30

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2008/052000 2008. 05. 21

(87) PCT申请的公布数据

W02008/146201 EN 2008. 12. 04

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·波伦 M·威尔逊

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

W0 2006/031526 A2, 2006. 03. 23, 全文.

US 2003/0139671 A1, 2003. 07. 24, 说明书第
47 段的 11-12 行.

W0 2006/023983 A1, 2006. 03. 02, 全文.

US 2002/0065464 A1, 2002. 05. 30, 全文.

US 2003/0078501 A1, 2003. 04. 24, 说明书第
12 段, 38 段, 40 段.

US 2003/0139664 A1, 2003. 07. 24, 说明书第
25 段.

审查员 李澍歆

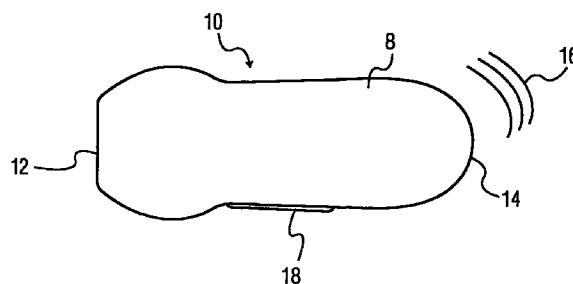
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 16 页

(54) 发明名称

轻重量无线超声探头

(57) 摘要

无线超声探头具有探头外壳, 所述探头外壳封入换能器阵列堆、耦合到换能器阵列的微束形成器、采集模块、超宽带收发器、功率电路以及总重量为 300 克或更少的可再充电电池。优选地, 这些部件的总重量不超过 150 克, 最优选地, 这些部件的总重量不超过 130 克。收发器以无线方式向超声系统主机发送回声信息信号, 在主机处对信号进行额外的超声波信号处理, 例如进一步射束形成、图像处理 and 显示。电池优选为可再充电电池, 用于收发器的天线位于探头与换能器堆相对的一端。



1. 一种以无线方式向主机系统发送图像数据以供显示的超声成像探头,包括:
探头机壳,其包括空间框架;
阵列换能器;
耦合到所述阵列换能器的束形成器电路;
对至少部分成束的回波信号做出响应的收发器,其用于以无线方式向所述主机系统发送图像信息信号;
耦合在所述束形成器和所述收发器之间的采集控制器;
功率电路,其用于向所述阵列换能器、所述束形成器电路、所述采集控制器和所述无线收发器提供激励电势;以及
耦合到所述功率电路的电池,
其中,所述阵列换能器、束形成器电路、采集控制器、收发器、功率电路和电池包封在所述探头机壳内部,所述探头机壳和包封部件的总重量不超过 300 克。
2. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头,其中,所述探头机壳和包封部件的总重量不超过 180 克。
3. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头,其中,所述收发器响应于以无线方式从所述主机系统接收的信号来控制所述超声成像探头的操作。
4. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头,其中,所述收发器还包括超宽带收发器。
5. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头,其中,所述收发器响应于从无线探头用户接口接收的信号来控制所述超声成像探头的操作。
6. 根据权利要求 5 所述的超声成像探头,其中,所述无线探头用户接口通过在所述超声成像探头和所述无线探头用户接口之间耦合的导体与所述超声成像探头通信。
7. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头,其中,所述阵列换能器还包括一维阵列换能器。
8. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头,其中,所述阵列换能器还包括二维阵列换能器。
9. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头,其中,所述阵列换能器还包括压电陶瓷换能器阵列。
10. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头,其中,所述阵列换能器还包括 MUT 换能器阵列。
11. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头,其中,所述束形成器电路至少部分以集成电路形式制造。
12. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头,其中,所述电池还包括可再充电锂聚合物电池。
13. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头,还包括位于所述探头机壳内部的柔性电路,所述柔性电路互连所述超声成像探头内部的电路。
14. 根据权利要求 13 所述的超声成像探头,其中,所述超声成像探头内部的所述电路中的至少一些是以集成电路形式制造的;并且
还包括固定所述超声成像探头的一个或多个集成电路的电路板。
15. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头,还包括至少部分位于所述探头机壳内部且

耦合到所述收发器的天线，

其中，所述天线、所述探头机壳和所包封部件的总重量不超过 300 克。

16. 根据权利要求 15 所述的超声成像探头，其中，所述天线、所述探头机壳和所包封部件的总重量不超过 130 克。

17. 根据权利要求 1 所述的超声成像探头，其中，所述探头机壳还包括位于所述探头机壳一端的声学窗口，

其中，所述阵列换能器通过所述声学窗口发送和接收超声信号。

18. 根据权利要求 17 所述的超声成像探头，还包括天线，所述天线耦合到所述收发器并至少部分位于所述探头机壳内所述超声成像探头与所述声学窗口相对的一端。

19. 根据权利要求 18 所述的超声成像探头，还包括多个充电触点，其耦合到所述功率电路并位于所述超声成像探头与所述声学窗口相对的一端。

轻重量无线超声探头

[0001] 本发明涉及医疗诊断用超声波系统,尤其涉及轻重量无线超声探头。

[0002] 长期以来,尤其是对于超声波医师来说,医疗诊断超声的一个缺点是将扫描探头连接到超声系统的电缆。这些电缆很长,并且由于需要包含来自探头中数十、数百甚至数千换能器元件的很多同轴线,常常也很粗。结果,这些探头电缆可能处理起来很麻烦且可能很重。一些超声波医师试图通过在扫描时将电缆披在手臂或肩部上用于支持来解决电缆问题。在很多情况下这样可能会导致重复应力损伤。另一个问题是探头电缆可能会污染图像引导的外科操作的无菌区。此外,这些探头电缆相当昂贵,常常是探头中最昂贵的部件。于是,长期以来都希望摆脱探头电缆的诊断超声。

[0003] 美国专利 6,142,946 (Hwang 等人) 描述了一种恰恰这样做的超声探头和系统。这项专利描述了一种具有集成束形成器的电池供电的阵列换能器探头。收发器向充当其基站的超声系统发送所获取的超声数据。在超声系统上进行图像处理和显示。

[0004] 完全集成的无线超声探头为探头重量带来了挑战。尽管无线探头确实离开了沉重笨拙的电缆,探头仍然需要是轻的且容易操控,以避免反复使用带来的人体工程学问题。需要在身体的二维或三维区域上扫描和聚焦波束,对接收的回声进行成束,并发射和接收回声和控制信息。用于这些功能的所有部件都对探头重量有贡献。探头机壳和电池进一步增大了重量。因此,希望能设计这样的探头,其具有充分功能,但仍然不会给用户带来重量问题。

[0005] 根据本发明的原理,提供了一种重量轻且使用方便的无线超声探头。探头包括阵列换能器和集成电路微束形成器、集成电路采集子系统、集成电路收发器和天线,以及这些部件之间的电子互连。电池和电源子系统提供必需的能量来驱动换能器阵列并向基站发送超声波数据。部件容纳在手持外壳中,整个探头重 300 克或更少。

[0006] 在附图中:

[0007] 图 1a 示出了本发明的手持式无线超声探头;

[0008] 图 1b 示出了本发明的无线超声探头和附带的用户接口;

[0009] 图 1c 示出了用于本发明的无线探头的无线用户接口;

[0010] 图 2a、2b 和 2c 示出了可以充当本发明无线探头的基站的不同的超声显示系统;

[0011] 图 3 示出了本发明的无线 1D 阵列探头的功能部件;

[0012] 图 4 示出了本发明的无线 2D 阵列探头的功能部件;

[0013] 图 5 以方框图形式示出了本发明的束形成器和无线探头天线之间的主要电子子系统;

[0014] 图 6 以方框图的形式示出了本发明的无线探头的基站主机的主要部件;

[0015] 图 7 以方框图形式示出了适用于本发明的无线探头中的采集子系统;

[0016] 图 8a 和 8b 以截面图示出了本发明的轻重量无线探头;

[0017] 图 9a 和 9b 示出了无线探头用户接口的范例;

[0018] 图 10a 和 10b 示出了用于本发明的无线探头的 USB 电缆;

[0019] 图 11 示出了本发明的无线探头的探测和定位的测距用途;

[0020] 图 12 示出了适用于本发明的无线探头的显示器头戴附件；

[0021] 图 13 示出了适用于本发明的无线探头的 Bluetooth 无线语音收发器附件；

[0022] 图 14 示出了用于若干其他无线装置的本发明的无线探头。

[0023] 首先参考图 1, 示出了本发明的无线超声探头 10。探头 10 封装在硬聚合机壳或外壳 8 中, 其具有远端 12 和近端 14。用于阵列换能器的换能器透镜或声学窗口 12 位于远端 12。正是通过这个声学窗口, 换能器阵列发射超声波, 并接收返回的回声信号。天线位于外壳内部探头的近端 14 处, 其向基站主机发射并从所述基站主机接收无线电波 16。如图 10a 和 10b 所示, 电池充电触点也位于探头的近端。在探头 10 一侧是常规的左右标志 18, 表示探头该侧对应于图像的左侧或右侧。参见美国专利 5, 255, 682 (Pawluskiewicz 等人)。看起来探头主体的近处部分比探头更宽的远端要窄。常规上这样做, 以便必需要特别紧密接触患者皮肤时, 用户能够握住更窄的近端并向扩展的远端施力。探头外壳 8 是气密密封的, 从而能够对其清洗和揩拭以去除凝胶, 并可以在使用之后进行消毒。

[0024] 图 1b 示出了本发明的无线探头的另一范例 10', 其包括附带的收发器用户接口 22。该范例的探头外壳 8' 包含阵列换能器, 还可以包括其他部件, 例如束形成器和采集子系统。然而, 这些其他部件也可以位于收发器用户接口 22 中, 收发器用户接口的尺寸可容纳其顶表面上所示的用户控制机构。优选通过实现控制机构, 允许在存在凝胶的超声环境中容易地清除, 例如密封膜或触摸屏显示器。前述其他部件的位置选择将影响到连接探头 10' 与用户接口 22 的电缆 20。只要阵列换能器位于探头外壳 8' 中, 电缆 20 就将包括用于换能器阵列和用户接口 22 中的束形成器之间所有阵列元件的导体。如果束形成器位于探头外壳 8' 中 (这是优选的), 那么电缆 20 可以更细, 因为电缆仅需要传导成束的或检测到的 (不是每个元件) 信号以及换能器功率和控制信号。参见美国专利 6, 102, 863 (Pflugrath 等人)。电缆 20 可以永久连接到用户接口 22, 但优选与可拆除连接器相连, 从而可以独立地清洁、清洗和消毒探头 10' 或用另一个探头替换。

[0025] 在本实施例中, 收发器用户接口 22 包括与基站主机系统通信的无线电收发器和天线。在用户接口 22 的底部是具有可调紧扣 25 的腕带或绑带 24。该腕带或绑带可以是弹性的或搭扣固定的, 环绕用户前臂。这样右手用户就在右前臂顶部佩戴用户接口 22, 同时在右手握持探头 10', 利用左手手指操作右前臂上的用户控制机构。

[0026] 图 1c 示出了用于本发明的无线探头的无线用户接口 32。尽管如下所述, 如果需要的话无线探头 10 可以在其上具有几个简单控制机构, 但很多用户更喜欢用户控制机构完全与无线探头分开。在这种情况下, 无线探头 10 可以仅具有加电 / 断电开关或根本没有控制机构, 用于操作探头的用户控制机构可以是超声系统控制机构 (42, 参见图 2a) 或无线用户接口 32 的用户控制机构。图 1c 中的无线用户接口 32 的范例包含发射器, 所述发射器直接向无线探头 10 或向基站主机发送射频或红外或其他无线控制信号 16', 以接着转发给无线探头。在图示的范例中, 用户接口 32 是电池供电的, 包括用于用户接口和 / 或无线探头的加电 / 断电开关 33。还为探头提供了基本控制机构, 例如静止按钮 35 以及摇杆开关 34 以移动光标。可以提供的其他控制机构是模式控制机构和选择按钮。该范例还包括电池电荷指示器 36 和信号强度指示器 37, 为无线探头 10、无线用户接口 32 或两者指示这些参数。可以在用户拿在手中时操作无线用户接口, 或者在患者检查期间放在床边。

[0027] 图 2a-2c 示出了用于本发明的无线超声探头的适当基站主机系统的范例。图 2a

示出了具有用于系统电子线路和电源的较低机壳的车载超声系统 40。系统 40 具有控制面板 42, 用于控制系统操作, 并可以用于控制无线探头。控制面板上可以用于控制探头的控制机构包括跟踪球、选择键、增益控制柄、图像静止按钮、模式控制机构等。在显示器 46 上显示根据无线探头接收的信号所产生的超声图像。根据本发明的原理, 车载系统 40 具有一个或多个天线 44, 用于在无线探头和主机系统之间发射和接收信号 16。也可以可替代地采用射频信号之外的其他通信技术, 例如探头和系统之间的红外数据链路。

[0028] 图 2b 示出了配置成膝上型计算机形状尺寸 (form factor) 的主机系统。外壳 50 容纳主机系统的电子线路, 包括用于与无线探头通信的收发器。收发器可以位于外壳 50 内部、外壳的附属隔室, 例如用于介质驱动器或电池的隔室中。如国际专利公开 WO 2006/111872 (波兰) 所述, 也可以将收发器配置为系统的 PCMCIA 卡或 USB 连接的附件。连接到收发器的是一个或多个天线 54。可以从系统的控制面板 52 控制无线探头, 并在显示器 56 上显示从探头信号产生的超声图像。

[0029] 图 2c 示出了适于用作本发明的无线探头的主机系统的电池供电的手持式显示单元 60。单元 60 具有加固外壳, 该外壳被设计成用于物理搬运相当多的环境中, 例如救护车、急诊室或 EMT 服务。单元 60 具有用于操作探头和单元 60 的控制机构 62, 并包括借助天线 64 进行通信的收发器。

[0030] 图 3 示出了为二维成像构建的本发明的无线探头 10。为了扫描二维图像平面, 探头 10 使用位于探头声学窗口处探头远端 12 的一维 (1D) 换能器阵列 70。换能器阵列可以由陶瓷压电换能器元件、压电聚合物 (PVDF) 形成, 或者可以是基于半导体的微机械超声换能器 (MUT), 例如 PMUT (压电 MUT) 或元件的 CMUT (电容 MUT) 阵列。由一个或多个微束形成器减小 ASIC 72 驱动 1D 阵列换能器 70 并处理回波。微束形成器 72 接收来自 1D 换能器阵列的元件的回波信号, 并延迟, 并将每个元件的回声信号组合成少量的部分成束信号。例如, 微束形成器 72 能够从 128 个换能器元件接收回声信号并将这些信号组合形成八个部分成束的信号, 由此将信号通道的数量从 128 个减少到八个。如前述美国专利 6, 142, 946 所述, 还可以实现微束形成器 72 以从有效孔径的所有元件产生完全成束的信号。在优选实施例中, 由探头产生完全成束且检测的信号, 以无线方式发射到基站主机, 从而将数据率降低到提供可接受的实时成像的数据率。在美国专利 5, 229, 933 (Larson III)、6, 375, 617 (Fraser) 和 5, 997, 479 (Savord 等人) 中描述了适于用在束形成器 72 中的微束形成器技术。成束回声信号耦合到探头控制器收发器子系统 74, 收发器子系统 74 向主机系统发送成束的信号, 在此它们可能经历进一步的射束形成以及随后的图像处理和显示。在从主机控制探头时, 探头控制器收发器子系统 74 还从主机系统接收控制信号, 并将对应的控制信号耦合到微束形成器 72, 以便例如将射束聚焦在期望深度或, 向和从图像的期望区域发射和接收期望模式 (多普勒 B 模式) 的信号。该图中未示出的是为探头供电的电源子系统和电池, 下面会介绍它们。

[0031] 探头控制器收发器子系统 74 的收发器借助于类似于手机的短截线天线 76 发送和接收射频信号。短截线天线提供了与其在手机上相同的优点之一, 即, 其体积小使其方便持有和携带并降低了损伤的可能。然而, 在无线探头的本实施例中, 短截线天线 76 具有额外的作用。当超声波医师拿着常规的带电缆探头时, 就如同拿着粗铅笔那样从一侧握住探头。不过, 可以用同样的方式拿住诸如图 1a 的无线探头, 因为探头没有电缆, 还可以通过握

住探头近端来拿住它。由于存在电缆,不能用常规带电缆探头这样做。无线探头用户可能希望通过近端拿住无线探头,以便向身体施加大量的力,获得良好的声学接触。不过,在天线处于探头近端内部时,将手握在探头近端周围将会使天线从信号发送和接收屏蔽开,可能导致通信不可靠。已经发现,使用从探头近端突出的天线不仅将天线场扩展到远在探头外壳之外,而且由于按住短截线天线不舒服,使人不愿意通过近端拿住探头。相反,用户更可能以常规方式从一侧握住探头,使天线场保持暴露,实现良好的信号发射和接收。为了有良好的接收,基站主机的天线构型可以通过产生两个具有不同极化的波束模式而引入一些不同的极化和取向效应。或者,天线可以是具有良好单极化波束模式的单个高性能偶极天线。当天线在探头近端时,探头波束模式可以相对于探头纵轴放射状延伸,容易与基站主机的波束模式相交。对于位于顶棚的基站主机天线而言,这种探头波束模式可能是有效的,在手术间中可以这样做。还发现,利用这种探头波束模式,从房间墙壁和其他表面的反射使得接收是有效的,墙壁和其他表面常常靠近超声检查位点。通常,十米的范围对于大部分测试而言都是足够的,因为探头和基站主机彼此靠得很近。采用的通信频率可以在 4GHz 范围内,在这些频率,用于探头外壳的适当聚合物,例如 ABS 对射频信号是较为透明的。可以在基站主机处改善射频通信,在基站主机处,可以采用多个天线在将多个天线用于无线探头时并不麻烦的实施例中改善分集。例如参见题为“Delay Diversity In A Wireless Communications System”的国际专利公开 WO 2004/051882。即使在典型超声检测期间探头采取变化的线性和角度取向,多个天线也能够利用不同的极化和位置提供可靠的通信。典型的探头操控能够在 360° 的旋转范围内,在以竖直方向为中心的大致半球形角度范围的倾斜角上转动探头。因此,对于单个天线而言,以探头中心纵轴为中心的偶极子辐射模式将是最佳的,并且发现在近端处的位置是最合乎需要的。天线方向图可以严格与该中心轴对齐,或者偏移但仍然与该中心轴大致平行对齐。

[0032] 图 4 是本发明无线探头 10 的另一范例。在该范例中,无线探头包含二维矩阵阵列换能器 80 作为探头传感器,能实现二维和三维成像。2D 阵列换能器 80 耦合到微束形成器 82,所述微束形成器 82 优选地实现为直接附着到阵列换能器堆体的“倒装芯片”ASIC。对于图 3 的无线探头的情况而言,在微束形成器和探头控制器以及收发器子系统 74 之间耦合完全成束以及检测到的回声信号和探头控制信号。

[0033] 图 5 中示出了用于本发明无线探头的典型探头控制器收发器子系统。电池 92 为无线探头供电并耦合到电源和调节电路 90。电源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部件所需的若干电压。例如,典型构造的探头可能需要九种不同电压。电源和调节电路还在对电池 92 再充电期间提供电荷控制。在构造的实施例中,电池为棱柱形锂聚合物电池,可以形成针对探头外壳内部可用电池空间的适当形状。

[0034] 采集模块 94 提供微束形成器和收发器之间的通信。采集模块向微束形成器提供定时和控制信号,指导超声波的发射并从微束形成器接收至少部分成束的回声信号,对其进行解调和检测(以及任选地进行扫描转换),并发送到收发器 96,以发射到基站主机。图 7 中示出了适当采集模块的详细方框图。在该范例中,采集模块通过并行或 USB 总线与收发器通信,从而如下所述可以在需要时使用 USB 电缆。如果采用 USB 或其他总线,可以通过电缆提供另一种通往基站主机的有线连接,从而如下所述绕过收发器部分 96。

[0035] 耦合到采集模块 94 并由电源和调节电路 90 供电的还有扬声器 102,其由放大器

104 驱动,产生可听的音调或声音。在优选实施例中,扬声器 102 是位于外壳 8 内部的压电式扬声器,扬声器可以在外壳的膜或壁后方,以获得良好的声学 and 密封效果。扬声器可以用于产生多种声音或声调乃至语音消息。扬声器具有多种用途。如果无线探头移动得距主机过远,从而有不可靠的接收或者甚至是主机或探头信号完全损耗,扬声器可以发嘟嘟声以提醒用户。在电池电荷低时,扬声器能够发嘟嘟声。在用户按下探头上的按钮或控制机构时,扬声器能够发出声调,提供控制激活的可听反馈。扬声器能够基于超声检查提供触觉反馈。在激活传呼控制机构以定位探头时,扬声器能够发出声音。扬声器能够在多普勒检查期间产生音频多普勒声音或在将探头用作音频听诊器时产生心音。

[0036] 该范例中的收发器是超宽带芯片组 96。发现超宽带收发器的数据通信速率提供了可接受的实时成像帧率以及电池功耗的可接受水平的可接受值域。可以从多种来源获得超宽带芯片组,例如加利福尼亚州 San Diego 的 General Atomics;德克萨斯州 Allen 的 WiQuest;加利福尼亚州 Milpitas 的 Sigma Designs;俄勒冈州 Hillsboro 的 Focus Semiconductor;德克萨斯州 Austin 的 Alereon 以及加利福尼亚州 Campbell 的 Wisair。

[0037] 图 6a 示出了基站主机处的无线探头信号通道,在此将基站主机示为膝上型电脑配置 50。天线 54 耦合到在主机处执行收发的相同或兼容的超宽带芯片组 96。在针对膝上型电脑配置的优选实施例中,将天线 54 和超宽带芯片组配置成如在图 6b 中所示的可 USB 连接的“软件狗”110,将其插入主机系统 50 的 USB 端口中并由所述 USB 端口供电。

[0038] 图 7 中示出了适用于本发明的无线探头中的采集模块范例。在该图的左侧是耦合到微束形成器和换能器阵列堆体以及来自微束形成器和换能器阵列堆体的信号。这包括 TGC 信号的阶段、来自微束形成器的成束回波信号的信道信号、用于微束形成器的其他数据和时钟信号、用于监测探头远端过热的热敏电阻器和开关信号、用于微束形成器的低压电源以及用于驱动阵列的换能器元件的高电压,在该范例中为 ± 30 伏。在图的右侧是通往收发器的连接,以及如下所述的 USB 导体和来自 USB 导体或电池的电压。这些电压为电源、用于 DC-DC 转换的 buck/boost 变换器以及调节包括采集子系统和(一个或多个)换能器阵列驱动电压的无线单元所需不同电压电平的 LDO 稳压器 202 供电。该子系统还监测电池电压和测量值,所述电池电压由串行 ADC 214 进行采样,所述测量值用于如下所述显示剩余电池功率并调用功率节省措施。如果电池电压接近会对电池造成损坏的水平,子系统 202 关闭探头。它还监测探头和采集电子线路消耗的电压,如果任何一个接近不安全电平,类似地关闭它们。

[0039] 在采集模块的中心是采集控制器 FPGA 200。该 FPGA 作为状态机工作,以控制超声发射和接收的时刻、模式和特征。FPGA 200 还控制发射和接收射束形成。FPGA 200 包含可经编程控制来以各种期望方式处理接收到的回声信号的数字信号处理器(DSP)。超声发射和接收的基本所有方面都受到 FPGA 200 的控制。将接收到的回声信号通过八针前端 ASIC 206 耦合到 FPGA200。ASIC 206 包括 A/D 转换器,用于将从微束形成器接收的回声信号转换成数字信号。ASIC 的可变增益放大器用于向接收的回声信号施加 TGC 的阶段。接收到的回声信号被重构滤波器 210 滤波,并通过发射/接收开关 208 到达前端 ASIC 206。为了发射超声波,由 DAC 211 将 FPGA 200 供应的发射信号转换成模拟信号,将其通过 T/R 开关 208 传递,由滤波器 210 滤波并供应给用于阵列换能器的微束形成器。

[0040] 在这种实现中,使用低功率 USB 微控制器 204 经过与 FPGA 200 相通的 USB 总线接

收控制信息。由 FPGA 200 接收和处理的回声信号（优选包括解调和检测）被耦合到微控制器 204，以用于 USB 总线和超宽带收发器 96 的 USB 格式处理。这些元件，包括重构滤波器 210、T/R 开关 208、DAC211（在发射时）、前端 ASIC 206（在接收时）、采集控制器 FPGA 200 和 USB 微控制器 204，包括收发器 96 和微束形成器 72、82 之间的超声信号通道。本领域的技术人员将容易理解图 7 中所示的各种其他元件和寄存器。

[0041] 图 8a 和 8b 以纵向和横向截面图图示出了本发明的构造无线探头 10 的布局。本实施例中的探头部件位于外壳 8a 内部。外壳内部的空间框架用于安装和定位部件，还用作散热器，以迅速而均匀的方式散发探头之内产生的热。探头的电子部件安装在通过柔性电路连接 114 结合的电路板 121 上。在该范例中，电路板和柔性电路形成连续而一体的组件，以实现高效而紧凑的板互连和信号流。从图 8b 中可以看出，电子组件的上下部分均包括彼此平行折叠且通过柔性电路 114 连接的两个电路板 112。可以看出前端 ASIC206 和控制器 FPGA 200 安装在图中下方电路板的下侧上。探头中的上方电路板安装有电源部件和收发器芯片组 96 及其天线 76。在特定实施方式中，可能希望为专门为收发器的高频部件和信号设计的超宽带芯片组 96 使用独立的电路板。在图示的实施例中，压电式扬声器 102 位于上方电路板上。纵向延伸的电路板的远端处的柔性电路 114 连接到（一个或多个）微束形成器芯片 72、82 所处的更小电路板 112。换能器阵列 70、80 连接到探头远端 12 处的微束形成器。

[0042] 在图示的组件中，电池 92 填充了电路板之间的探头中心空间。使用图示的纵向延伸的电池将电池重量沿着探头大部分长度分布，在握持时为探头提供了更好的平衡。可以为外壳制造开口，使得电池 92 能够进出以进行更换，或者可以密封外壳，使得仅能够在工厂更换电池。在探头外壳 8 近端处通过柔性电路 114 连接的是安装有 USB 连接器 120 的小电路板 112。该连接器可以是标准型 A 或 B 型 USB 连接器。在优选实施例中，如图 10a 和 10b 所示配置 USB 连接器。

[0043] 图 8a 和 8b 的轻重量、紧凑设计如下分布探头部件的重量。在构想的实施例中，外壳 8 及其空间框架、柔性电路 114、换能器阵列 70、80 和微束形成器 72、82 大约重 50 克。采集模块部件 94、超宽带芯片组 96、电源和调节部件 90 以及用于这些部件和芯片组的电路板大约重 40 克。1800mAH 的锂聚合物电池和连接器重大约 40 克。扬声器重大约五克，天线重大约十克。USB 连接器重大约三克。于是，该无线探头的总重量为大约 150 克。由于空间框架和电路板组件可能减轻重量，可以获得 130 克或更低的重量。另一方面，再充电之间使用时间更长的更大电池、更大孔径的换能器阵列和 / 或用于更大热散发的更大外壳可能使重量加倍到大约 300 克。尽管较小的电池可以在再充电之前提供一小时（一次检查）的扫描，但更大的电池可以使无线探头全天（8 小时）使用，并能够将其放在座中再充电一夜。一些超声波医师可能希望用可能最轻的探头，而其他超声波医师更喜欢再充电之间扫描时间更长的较重探头。根据设计师和用户的这些考虑的相对重要性，可以实现不同重量的不同探头。

[0044] 在一些实施方式中，可能希望制造其上没有物理控制机构的无线探头，对于当今大部分常规超声探头就是这样。很多超声波医师将不希望探头上有控制机构，因为可能难以用一只手以成像位置拿住探头，同时用另一只手操控探头上的控制机构，即所谓的交叉手操作。在其他实施方式中，探头本身上仅有加电 / 断电开关，从而用户能够确保关闭未用探头而不耗尽电池。在另一些实施方式中，在探头上发现基本显示信息，例如信号强度和剩

余电池寿命。探头上这种基本信息将帮助用户诊断出操作不正确的探头。在其他实施方式中,可能希望有一些最低限度的控制机构。由于用户不再被电缆束缚到主机系统,常规上用于操作探头的系统控制机构可以无需再触及范围之内,无线探头自身上的最低限度控制机构能够辅助其独立操作。图 9a 和 9b 示出了可以位于无线探头主体上的信息显示和控制机构的两个范例。图 9a 示出了一组沿竖直取向设置并以图形方式标记的显示和控制机构。图 9b 示出了沿水平取向设置并以文本标记的同一组显示和控制机构。信号强度指示器 132 显示于每组显示和控制机构的左上方,电池电荷指示器 134 显示于每组显示和控制机构的右上方。中心是一组控制机构,在该范例中,包括用于设置增益、选择菜单项或移动光标的上下箭头、使屏幕上实况显示一帧静止的静止控制机构、获取并保存静止图像或实况图像循环的获取控制机构以及进入用于探头的菜单项列表的菜单控制机构。然后使用上下箭头控制在菜单项列表中导航,并使用选择控制机构 138 选择期望的菜单项。可以使用这些控制机构来将探头操作模式从 B 模式改变为彩色流,或例如在图像上放置矢量线或 M 线。控制机构可以响应于不同致动图案来控制多种功能。例如,将菜单和获取控制机构同时按下三秒钟可以用于打开或关闭探头,消除了对独立的加电 / 断电开关的需要。连续迅速轻按选择控制机构三次能够使控制机构被致动和 / 或使显示器背光亮起。致动控制机构的特殊序列是合乎需要的,因为用户将常常会在正常扫描期间握持和操控无线探头的同时按在控制机构上,并且希望在不希望致动控制机构时防止探头的正常操作致动控制机构。

[0045] 优选使用扬声器或蜂鸣器 102 的可听能力来补充有关无线探头和 / 或控制机构致动的可视信息的显示。例如,如果电池电荷变低,蜂鸣器可以发出声音以警告用户对电池再充电或使用另一个探头。可以使用蜂鸣器的另一种声音警告用户低信号强度状况,用户可以将基站主机移动到更靠近检查位点或小心不要如前所述用手屏蔽天线。在致动控制机构时,扬声器或蜂鸣器能够产生声音或振动,由此向用户提供反馈,告知用户致动已经发生并被探头和 / 或系统记录。

[0046] 可以为图 9a 和 9b 的无线探头显示和控制布局使用各种控制和显示技术。控制机构可以是简单的机械接触开关,其覆盖有上面印刷了控制图形的密封防液膜。更优选地,显示器和控制机构是安装于电路板 112 上的触摸面板 LED、LCD 或 OLED 显示器,与外壳 8 的外表面平齐并气密密封,以使周围的外壳不漏液或可通过外壳中的窗口可见。利用手指或特殊的杆触及控制显示然后致动所选的触摸面板控制操作。参见国际专利公开 W02006/038182 (Chenal 等人) 和美国专利 6,579,237 (Knoblich)。

[0047] 尽管本发明的无线探头主要优势是消除了笨重的电缆以及被限制到超声系统,但有些情况下可能会需要探头电缆。例如,对无线探头的电池再充电的一种方便方式是在不使用探头时将无线探头放在充电座中,如美国专利 6,117,085 (Picatti 等人) 所示。然而,在一些情况下使用电缆对电池再充电可能更为方便。例如,电缆可能比充电座更容易携带。此外,具有标准化连接器的电缆使得能够从各种公共装置为探头电池再充电。在其他情况下,如果超声波医师正在进行超声检查且蜂鸣器发出声音表明电池电量低的情况,超声波医师可能希望继续使用探头进行检查,且可能希望从电池电源切换到电缆电源。在这种情况下,电源电缆将是合乎需要的,电源子系统 202 会在电池再充电的同时自动切换到以电缆电源工作。作为又一个范例,当在附近操作电子手术室设备时或超声波医师需要握持具有天线或探头上的其他发射器与主机屏蔽的探头时,通往基站主机的射频或其他无线链路

可能不可靠。在其他情况下,超声波医师可能希望有电缆连接的探头,从而探头将不会变得与系统分离或在跌落时靠电缆悬挂于地板上方。可能有一种电缆提供改善的性能的情况,例如用于发送诊断数据的更大带宽或探头的固件或软件的升级。在其他情况下,探头可能无法成功与主机系统配对,仅有有线连接有效。在这种情况下,可能希望有用于电力、数据通信或两者的电缆。

[0048] 图 10a 示出了适用于本发明的无线探头的电缆。尽管可以为无线探头使用各种多导体电缆和连接器,本范例是一种一端具有 USB A 型连接器 310 的多导体 USB 电缆 300。从连接器 310 延伸的是 A 型 USB 适配器 312。也可以采用其他 USB 格式,例如数字摄像机中的 B 型或袖珍 B 型,或可以采用具有其他希望性质的完全定制的连接。USB 电缆可以插入几乎任何桌上型计算机或膝上型计算机中,使得能够从几乎任何计算机对无线探头充电。当主机系统是图 2b 和 6a 所示的膝上型计算机式样的超声系统 50 时,可以将 USB 型电缆用于往返于主机的信号通信和电源两者。

[0049] 可以在电缆 300 的另一端提供相同样式的 USB 连接器,用于连接到无线探头,在这种情况下,无线探头具有配对的 USB 连接器。探头连接器可以凹进外壳内部并在未使用时被防水帽或其他防液体可拆除密封覆盖。在图示的范例中,通往探头的连接器 302 包含四个 USB 导体 308。导体 308 带弹簧载荷,因此它们将压在无线探头的配对导体上并具有良好的接触。导体 308 位于凹入或突出的连接器端件 304 上,端件 304 在一端 306 上带销键,以要求仅在一个取向上与探头配对。

[0050] 图 10b 中示出了用于图 10a 的电缆的配对无线探头 10。该范例中的探头连接器 310 位于近端 14 并完全气密密封。连接器 310 的探头触点 314 位于与电缆的突出或凹入端件 304 配对的凹入或突出区域 316 中,并且类似地在 312 处带销键以进行适当连接。当把电缆连接器 302 插入探头的配对区域 316 中时,电缆带弹簧载荷的导体 308 抵靠探头的探头触点 314,完成与探头的 USB 连接。

[0051] 根据图 10a 和 10b 的探头和电缆另一方面的原理,探头的配对区域 316 不突出或凹入,而是与周围的探头表面平齐。配对区域 316 由环绕触点 314 并有磁吸引力的磁性或钢铁材料制成。类似地,电缆连接器 302 的配对端件 304 不需要突出或凹入,而是也可以与连接器 302 的端部平齐并由吸引到探头配对区域 316 的磁化材料制成。电缆连接器 302 的配对端件 304 类似地并不需要突出或凹入,而是也可以与连接器 302 的末端平齐并由吸引探头的配对区域 316 的磁化材料。端件 304 的磁化材料可以永久磁化或电磁化,从而能够打开和关闭。于是,不通过物理结合插头将电缆连接到探头,而是通过磁吸引力来连接,这能够实现销紧(通过极性)和自坐入。这为无线探头提供了若干优点。一个优点是探头的连接器 310 无需有突出和凹入,所述突出和凹入可能会截留难以清洗和去除的凝胶和其他污染物。连接器 310 可以是容易清洗且不会截留污染物的探头外壳 8 的光滑连续表面、配对区域 316 和触点 314。相同的优点适用于电缆连接器 302。磁性而不是物理连接意味着可以物理地破坏连接而不损坏探头。习惯使用无线探头的超声波医师可能会对没有电缆习以为常,在扫描时可能会忘记还有电缆 300。如果超声波医师给电缆带来应力,例如,因为撞到电缆或被电缆绊倒,该力将克服将电缆连接到探头的磁吸引力,电缆 300 将无害地从探头 10 断开而不会损伤它。优选地,磁吸引力强到足以在探头从电缆悬挂时足以支撑探头的重量和动量,这一点得到 300 克或更轻的无线探头的辅助。于是,如果电缆连接的探头从

检查台上跌落,将会被磁性电缆悬挂,而不会放任跌落并坠落到底面,保护无线探头不受损坏。

[0052] 要认识到,电缆可以是两部分的装置,具有可拆除地耦合到探头的适配器并具有用于电缆的标准化连接器。适配器以标准化连接器,例如两端的USB连接器连接到电缆。在这种配置中,可以将适配器用于任何期望长度的标准化电缆。

[0053] 像其他电池供电的装置那样,功耗是本发明无线探头中一个关注的问题。在无线探头中这有两个原因。首先,无线探头应当最好能在必需再充电之前成像更长时间。第二,对于患者安全和部件寿命而言,发热是一个关注点,希望换能器阵列处和探头外壳 8 之内的温升都是低的。可以采取几种措施来改善无线探头的功耗和热特性。一种措施是,只要如结合上面的图 10a 和 10b 所述将充电电缆连接到探头,探头就应当切换到使用电缆的电源电压来操作探头。尽管此时电池可以在充电,但希望在连接充电电缆时不使用电池电源为探头供电。可以采取的另一项措施是在未将探头用于成像时将无线探头切换到冬眠模式。参见美国专利 6,527,719 (Olsson 等人) 和国际专利公布 WO 2005/054259 (波兰)。可以使用几种技术来自动判断何时未使用探头成像。一种技术是在探头的声学窗口未与患者接触时检测来自换能器阵列前方透镜-空气界面的反射。参见美国专利 5,517,994 (Burke 等人) 和美国专利 65,654,509 (Miele 等人)。如果这种强反射信号持续预定秒数或分钟数,探头可以假设未将其用于成像并切换到冬眠模式。另一种技术是即使不在多普勒模式下也周期性地地进行多普勒扫描,以检查是否检测到血流运动,这是探头在使用的标志。可以使用斑点跟踪和其他图像处理技术来检测运动。另一种方式是在探头外壳 8 内部安装一个或多个加速度计。参见美国专利 5,529,070 (Augustine 等人)。周期性地对加速度计信号采样,如果过去预定时间而加速度信号没有变化,探头可以假设用户未拿着探头,并切换到冬眠模式。除了自动超时切换到冬眠模式之外,还可以提供控制机构,用户可以利用控制机构将探头手工切换到冬眠模式。两者的组合使用户能够将切换到冬眠模式的超时设置在较短时间。也可以由系统间接这样做。例如,用户可以设置用户希望利用无线探头进行成像的剩余时间。探头通过自动调用参数变化,例如为了实现更长成像目的的超时和发射波束,对必需的冗长扫描时间做出响应。

[0054] 如图 7 所示,采集模块 94 感测来自探头换能器堆附近的热敏电阻器的信号,并使用外壳内部的温度计 212 来测量其他探头部件产生的热量。当这些温度敏感装置的任何一个表示有过热状态时,探头将切换到低功率模式。可以改变若干参数以实现更低功率的运行模式。可以通过降低换能器阵列的 ± 30 伏驱动电源来降低换能器阵列的发射功率。尽管这种措施会减少热产生,但也可能影响所产生图像的穿透深度和清晰度。可以通过自动提高施加到主机系统中的所接收信号的增益来提供对这种改变的补偿。另一种降低热产生的方法是降低探头中数字部件的时钟速率。参见美国专利 5,142,684 (Perry 等人)。另一种减少热产生并节省功率的方法是改变成像参数。可以降低采集帧率,这样减小了每单位时间使用的发射功率量。可以增大相邻发射波束之间的间距,产生分辨率较低的图像,如果需要,可以通过其他措施,例如内插中间图像线来改善这种图像。另一种方式是改变帧占空比。另一种措施是减小有效发射孔径、接收孔径或两者,由此减少有源电路必需要作用的换能器元件数量。例如,如果在活体组织检查或其他侵入式操作期间对针进行成像,可以减小孔径,因为利用超声对大多数针形象化不需要高分辨率。另一种方式是降低射频发射功

率,优选向用户发送消息,建议用户如果可能的话减小无线探头和主机系统之间的间距,从而能够继续以减小的射频发射功率产生高质量的图像。射频发射功率(声学的或通信的)的降低优选伴随着主机系统施加到所接收射频信号的增益的增大。

[0055] 无线探头引起的一个困难在于,它可能与其主机超声系统分开,与常规带电缆探头相比更容易丢失或被盗窃。图 11 示出了这个问题的解决方案,其使用无线探头 10 和/或其主机系统 40 的辐射射频场来定位或跟踪无线探头。图 11 示出了检查室 300,其中,设置了用于利用无线探头 10 检查患者的检查台 312。在主机超声系统 40 的显示屏上以俯视图的形式观察诊断图像。示出了两个射频范围图案 320 和 322,在它们的中心绘示出无线探头 10。内部范围 320 是操作无线探头 10 及其主机系统 40 的优选范围。当无线探头及其主机系统位于该范围距离之内时,接收将会处在提供可靠探头控制和低噪声诊断图像的水平上。当无线探头及其主机系统位于该范围之内时,信号强度指示器 132 将表示处在最大强度上或在最大强度附近。然而,如果无线探头及其主机系统变得超出该范围一定距离,例如在优选范围 320 之外但在最大范围 322 之内,无线探头的操作可能变得不可靠,主机可能不会接收到连贯高质量的实时图像。在这种情况下,信号强度指示器将开始显示低或不足的信号强度,可以由探头蜂鸣器 102 或主机系统上的听觉和/或视觉指示器发出可听到的警告。

[0056] 可以将这种检测无线探头何时在主机系统范围之内的能力用于多种目的。例如,医疗器械的目的可能是无线探头 10 留在检查室 300 中而不拿到任何其他房间去。在这种情况下,如果有人试图带着无线探头 10 出门 302,信号强度或时间(范围)指示器将检测到这种运动,探头和/或主机系统可以发出声音或发出警报,表示无线探头正在被拿出其授权区域之外。这种转移可能是无意中做的。例如,无线探头 10 可能被留在检查台 312 的基座中。指派来移动或替换垫层的人员可能未看到无线探头,可能将其包在垫层中转移到洗衣房或焚化炉。如果发生这种情况,探头能够在其被带出门 302 并超过其主机系统 40 的范围时发出其警报,由此警告器械人员垫层中有无线探头。

[0057] 这同一种能力能够保护无线探头以免被带出器械。例如,如果有人试图将探头带出门 302,下到门厅 304 并通过楼的出口 306 或 308,具有警报的发射器或接收器 310 能够检测到无线探头何时处于该探测器 310 的信号区 324 之内。当探头 10 通过信号区 324 时,探头蜂鸣器 102 可以被触发并使探测器 310 发出警报,提示器械人员有人试图取走无线探头。310 的系统还能够记录提醒的时间和位置,从而留下未经许可的探头移动记录。

[0058] 也可以使用探头的板载蜂鸣器或扬声器 102 定位丢失的探头。以无线方式发送命令信号,命令无线探头发出其板上声调。优选地,发射器具有覆盖无线探头可能所在的整个区域的扩展范围。在收到命令时,无线探头产生声音,提示附近的人存在探头。通过这种技术能够容易地找到放错地方或被垫层覆盖的探头。可以使用相同的技术使医院能够在需要特定探头的医生找不到它时对其进行定位。

[0059] 图 12 和 13 示出了可以有利地用于本发明的无线探头的若干附件。图 12 示出了一副视频显示眼镜,可以将其用于具有本发明无线探头的头戴显示器。当在手术室中使用无线探头时尤其希望有头戴显示器。由于没有电缆,无线探头合乎外科手术成像的需要,否则电缆会干扰手术场地,需要大范围的消毒并可能妨碍手术过程。无线探头对于将患者和医生从电缆危害解放出来是理想的。此外,在手术室中,常常将头戴显示器用于显示患者生

命体征和超声图像。于是,主机系统可以位于操作路线之外,其超声图像显示于头戴显示器上。在进行切除之前,医生可以使用超声辨别切除位点下方的组织。这需要外科医生向下看手术位点,然后以不适且破坏性策略序列向上观看超声显示器。图 12 的头戴显示器 410 消除了这种不适和注意力分散。显示器 410 包括小投影仪 412,其向诸如 LCD 显示屏的表面或本范例中的视频显示眼镜 414 的镜片上投射超声图像,使外科医生能够看到手术部位,同时仅仅稍微偏移一下眼睛就能够看到患者解剖结构的超声图像。投影仪 412 可以具备其自己的视频显示眼镜或能够夹到外科医生自己的眼镜上。投影仪 412 可以以线路连接到主机系统,但优选以无线方式与主机系统通信,从而不需要来自投影仪的电线并且不干扰手术场地。这种图像无需一定具有高的实时帧率,因为外科医生将希望看到关于手术位点的较固定超声图像。因此,用于与投影仪 412 通信的带宽需求可以较低。或者,可以对采集模块的 FPGA200 进行编程以执行扫描转换,并直接从无线探头向无线头戴显示器发送扫描转换图像。可以为类似的超声显示器提供包围式眼镜,但由于这将妨碍医生在观看超声图像的同时容易地观察手术位点,允许同时观看或迅速相继观看的成像技术将是优选的。

[0060] 对于诸如外科医生正在手术位点操作手术器具而不能也操作超声控制机构进行成像的上述手术操作的操作而言,优选地对无线探头进行语音控制。图 13 示出了佩戴于用户耳朵上的 Bluetooth 语音收发器 420,包括麦克风 422,用户通过麦克风能够向无线探头发出口头命令。这种语音收发器可以用于基站主机,例如由 MA Andover 的 Philips Medical Systems 生产的 iU22 超声系统,其具有板上语音识别处理。用户能够使用无线语音收发器 420 发出口头命令来控制 iU22 超声系统的操作。根据本发明的原理,具有语音识别能力的超声系统还包括用于和无线探头通信的收发器。这种主机超声系统能够通过有线麦克风或利用诸如图 13 所示的无线头戴耳机以无线方式从用户接收口头命令,并通过语音识别将口头命令转换成用于无线探头的命令信号。然后以无线方式将命令信号发送到无线探头以实施命令动作。例如,用户可以通过发出“更深”或“更浅”命令改变所显示图像的深度,主机系统和无线探头会通过改变超声图像的深度来做出响应。在特定实施例中,也可能希望向用户发送口头信息以表示完成了所命令的动作。继续前述范例,主机系统可以利用来自语音合成器和扬声器的可听信息“深度变为十厘米”来做出响应。例如参见美国专利 5,970,457 (Brant 等人)。图 13 的无线收发器包括耳机 424,用户可以将耳机 424 戴到耳朵中,从而直接将对口头命令的可听响应广播到用户耳朵中,改善了在噪声环境中的理解。

[0061] 语音识别处理可以位于无线探头中,使得用户能够直接向无线探头发送命令而无需通过主机系统。然而,语音识别处理需要适当的软件和硬件,并且为电池供电的探头显著增加了额外的功率需求。由于这些原因,优选将语音识别处理定位在主机系统处,在主机系统中容易由线电压对其供电。然后容易将解释过的命令发送到无线探头来实施。在如上所述的应用中,在用户希望探头没有任何无线探头上的用户接口装置时,语音控制为控制无线探头提供了适当的手段。

[0062] 图 14 示出了根据本发明的原理构造的完全集成的无线超声系统。在系统的中心是主机系统 40、50、60,对其进行编程控制以和若干无线超声成像装置和附件配对。(附图标记 2 表示无线通信链路。)首先是无线探头 10,所述无线探头 10 对命令信号做出响应并向主机系统 40、50、60 发送图像数据。主机系统在其系统显示器 46、56、66 上显示超声图像。备选地或额外地,将图像发送到头戴显示器 410,在所述头戴显示器处显示超声图像以供用

户更方便地使用。无线探头 10 由图 9a 和 9b 所示的探头自身上的用户接口控制。备选地或额外地,用于无线探头的控制机构可以位于主机系统 40、50、60 上。另一种选择是使用直接向无线探头 10 发送控制命令或向主机系统发送控制命令以转发给无线探头的无线用户接口 32。另一选择是脚踏开关控制机构。再一选择是通过对麦克风 420 所说的单词口头控制探头。将这些命令字发送到主机系统 40、50、60,在此可以识别它们并将其转换成用于探头的命令信号。然后以无线方式将命令信号发送到探头 10 以控制无线探头的操作。

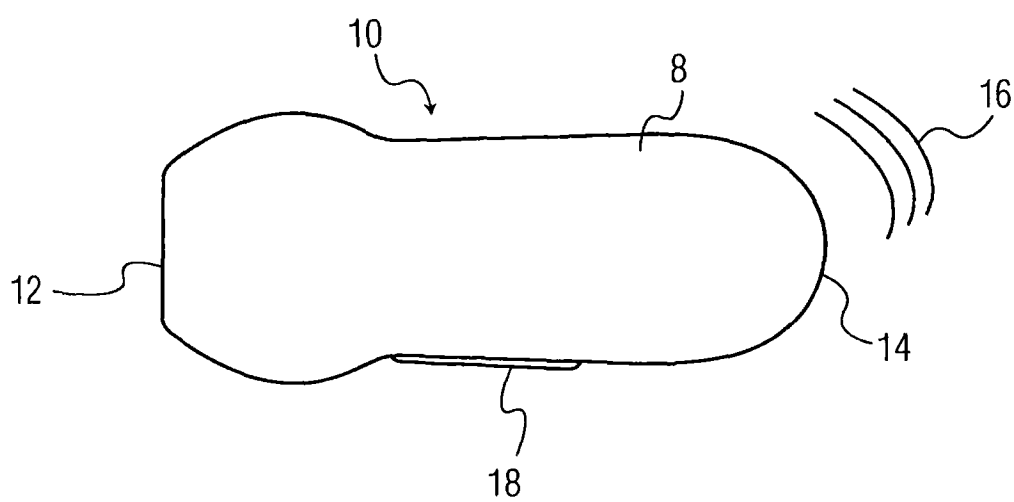


图 1a

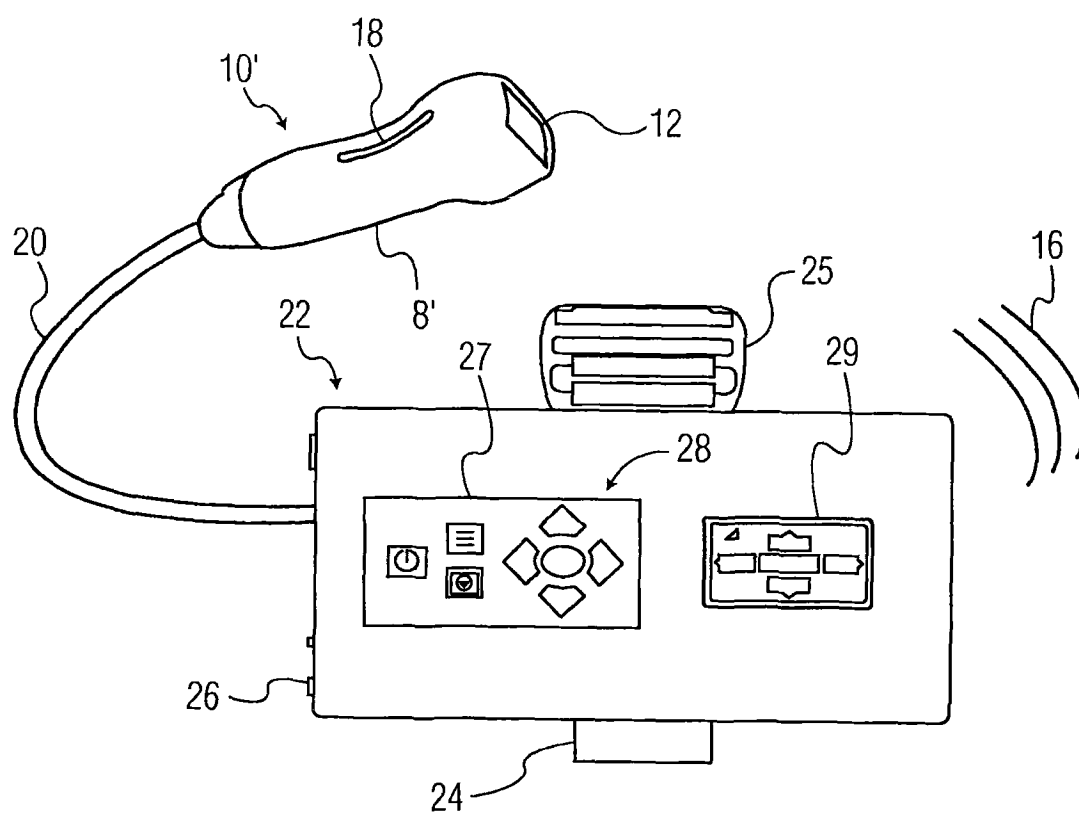


图 1b

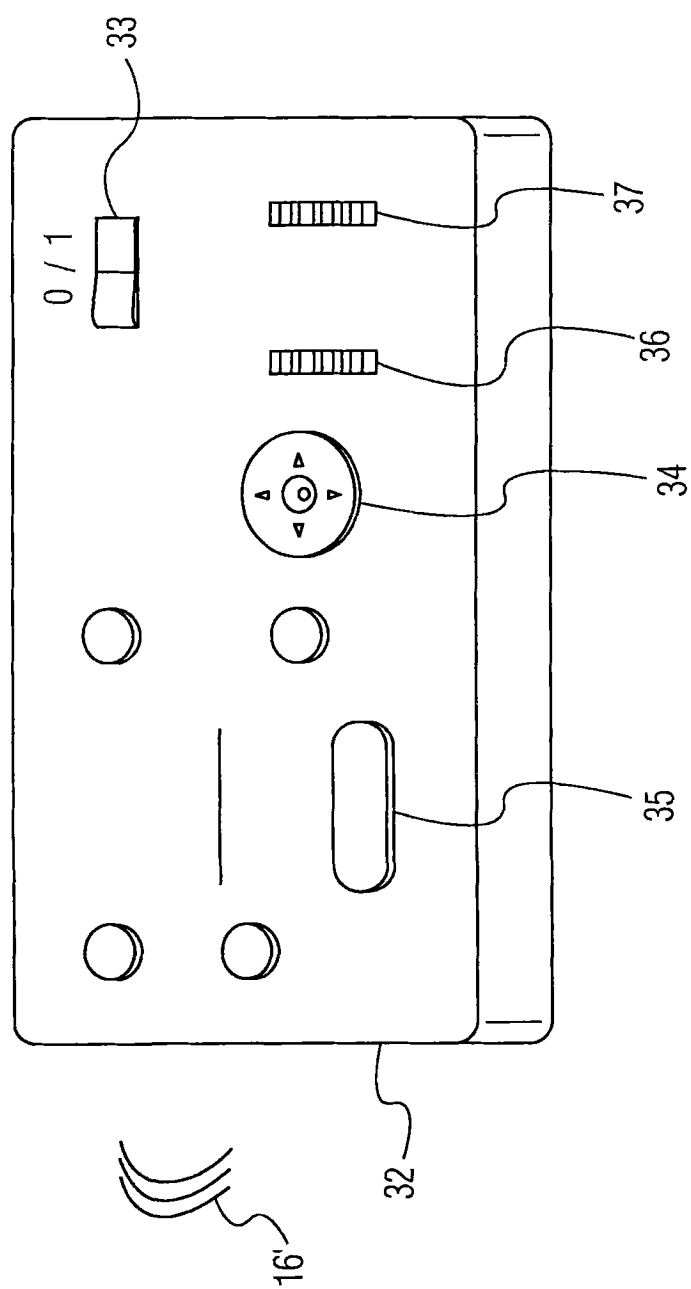


图 1c

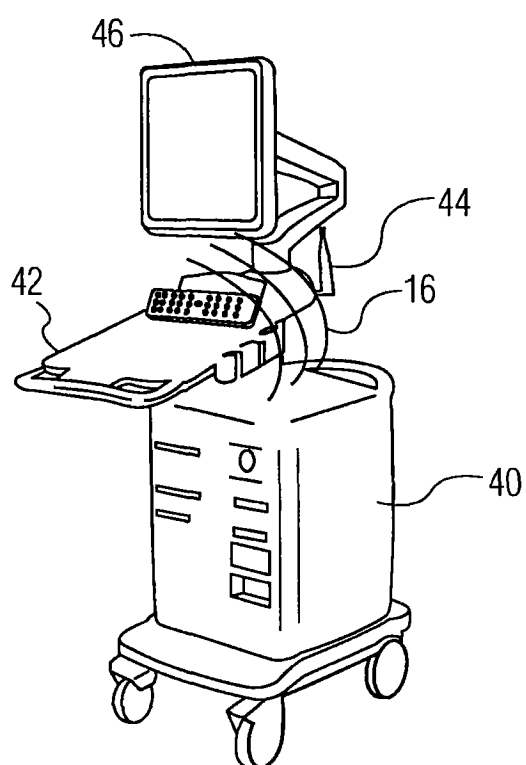


图 2a

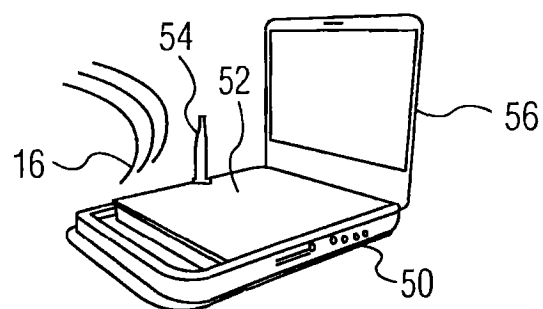


图 2b

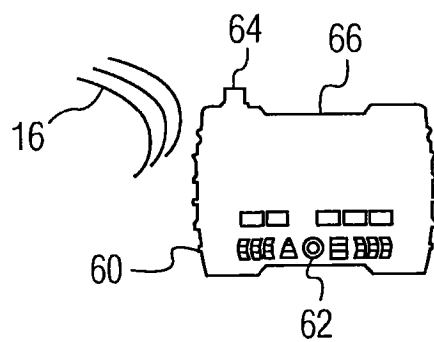


图 2c

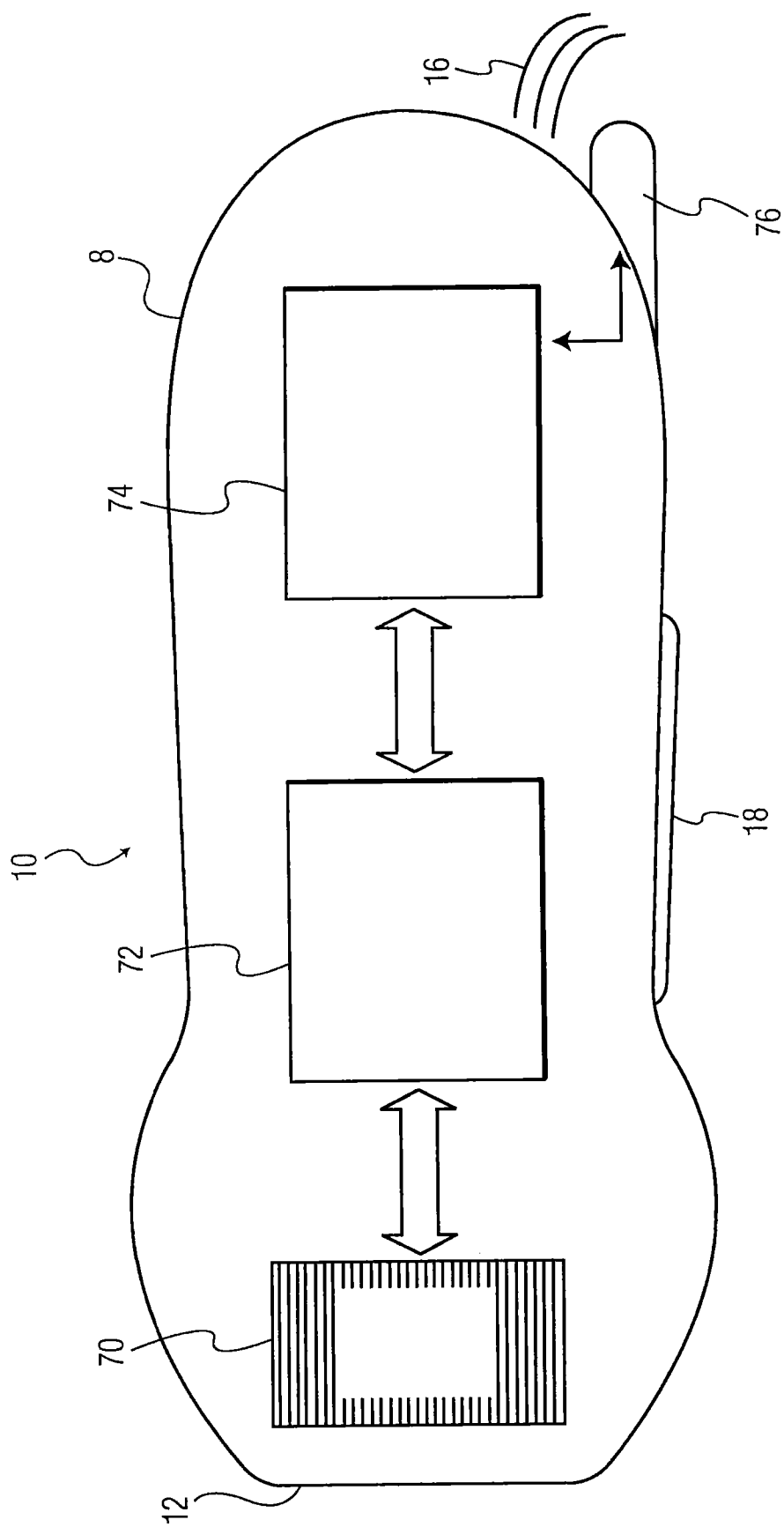


图 3

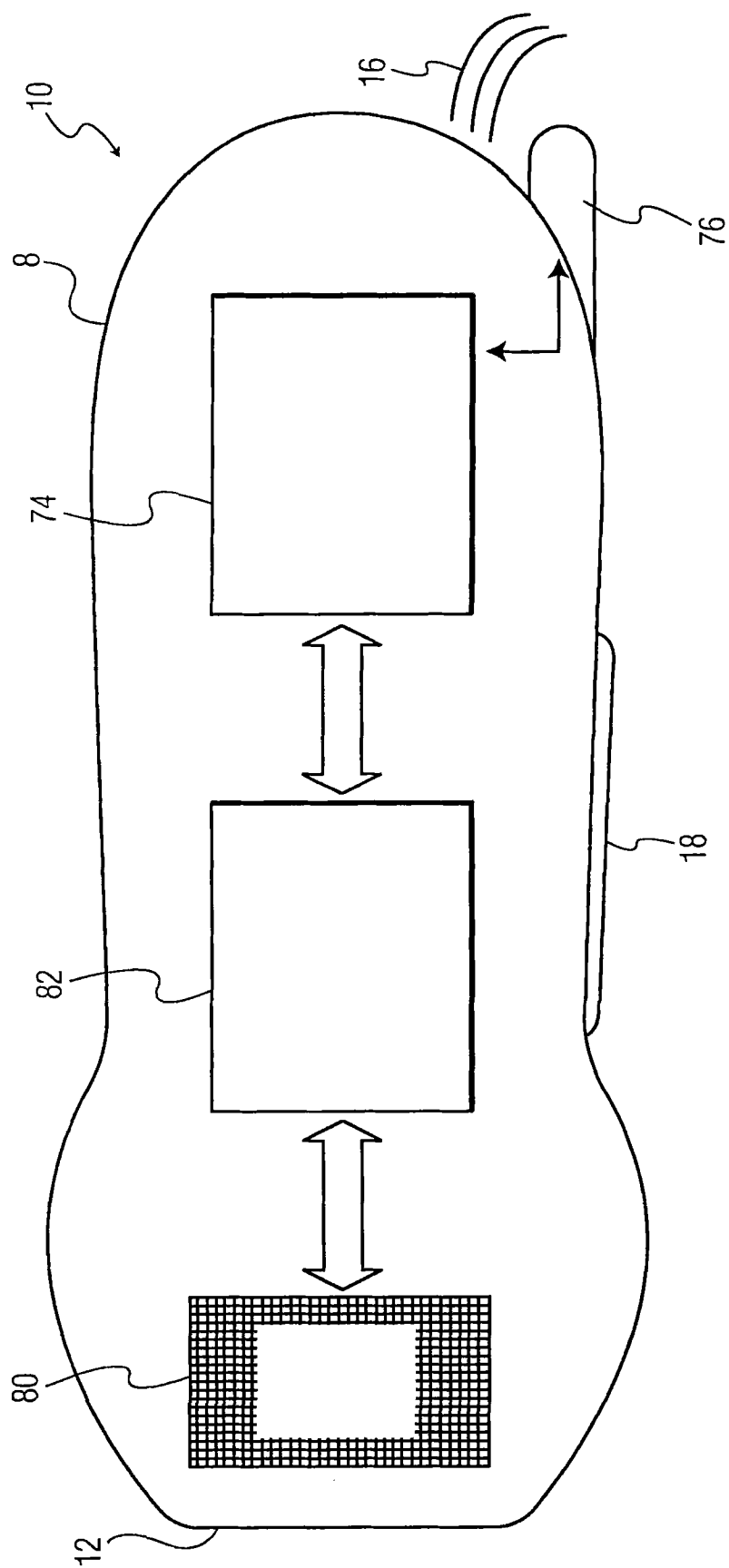


图 4

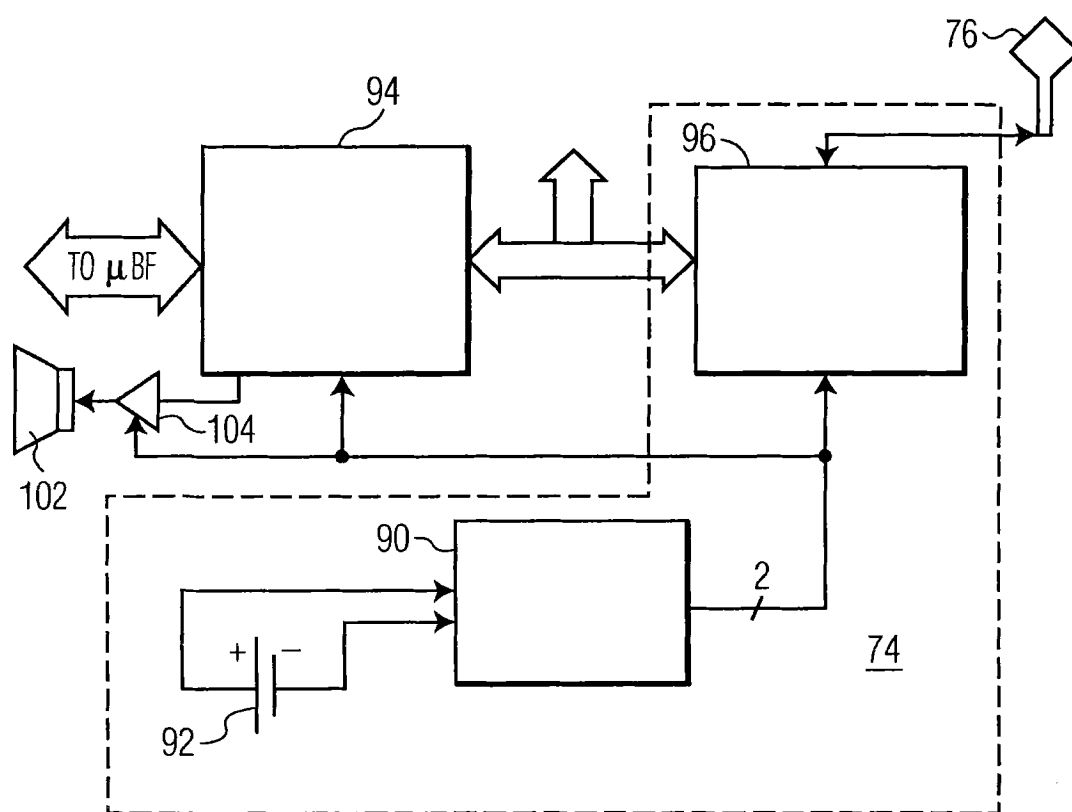


图 5

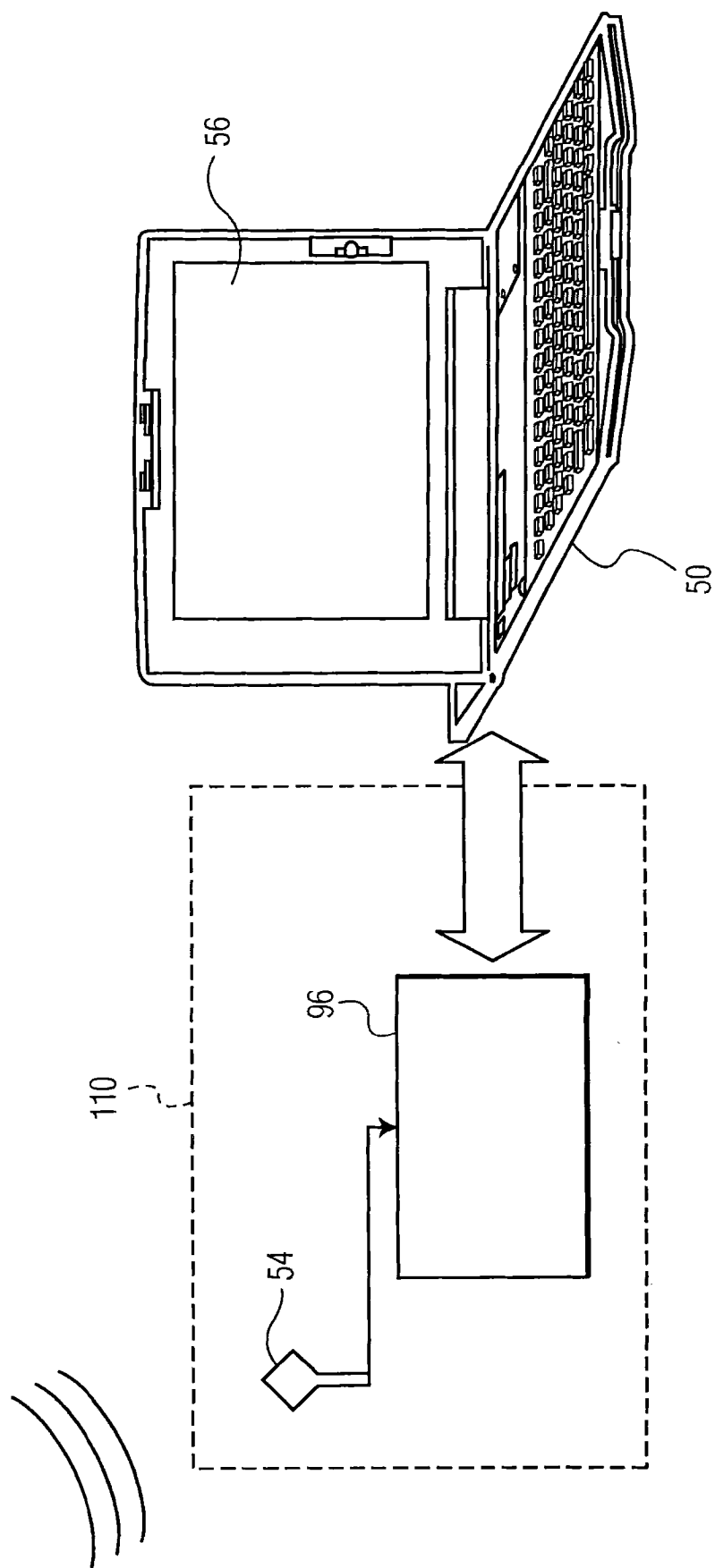


图 6a

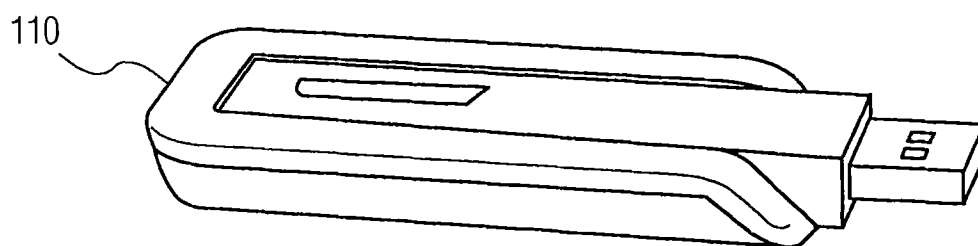


图 6b

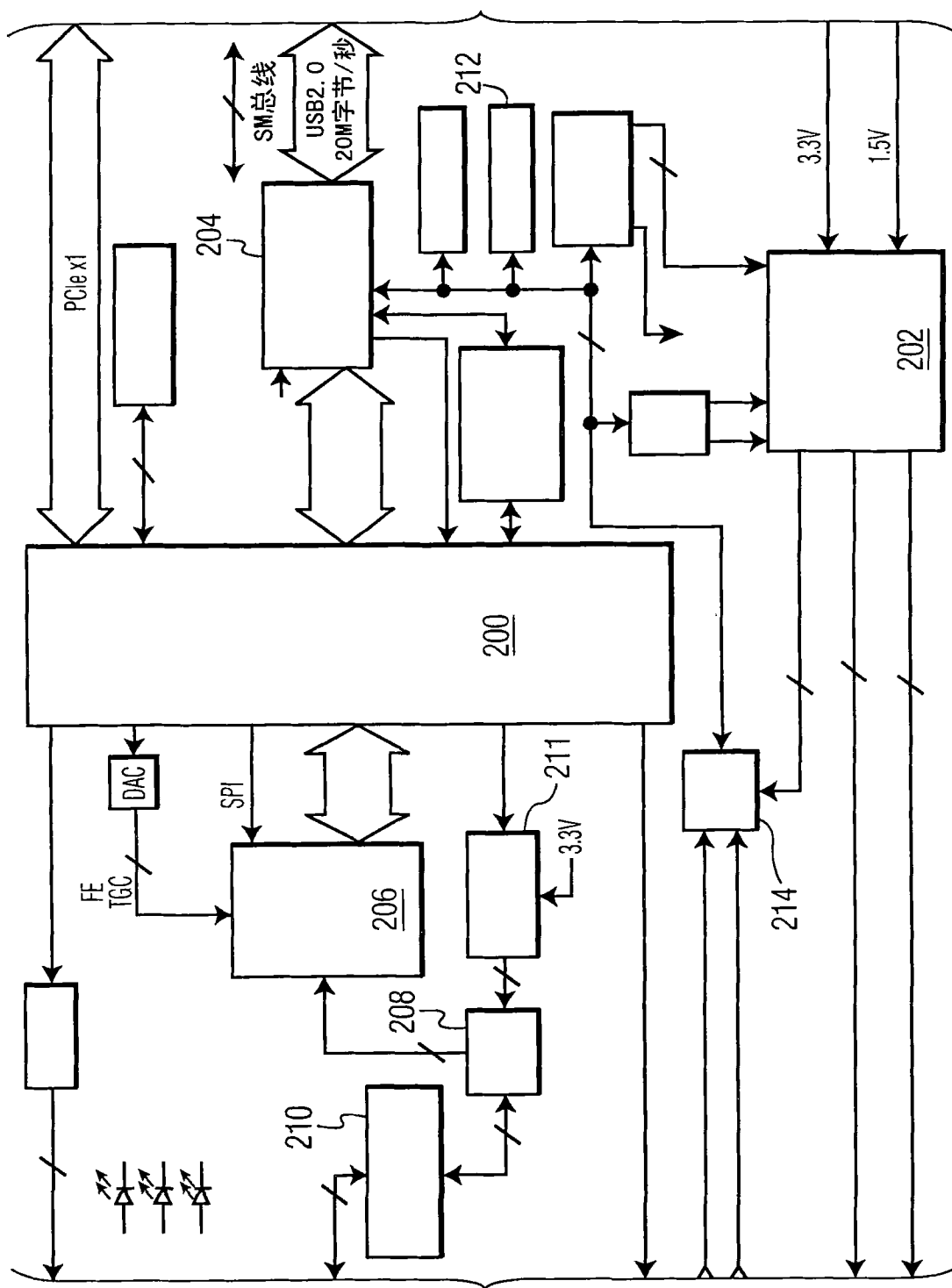


图 7

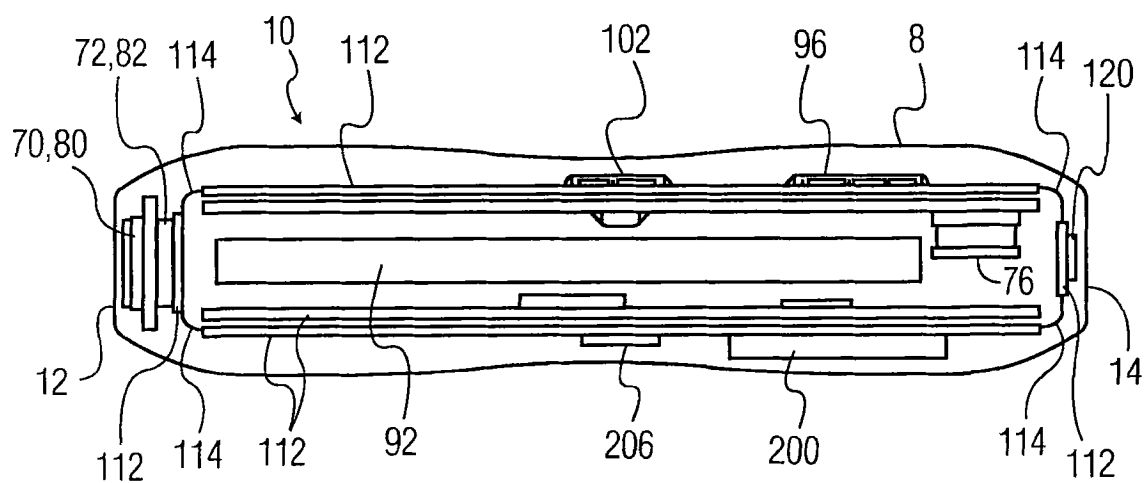


图 8a

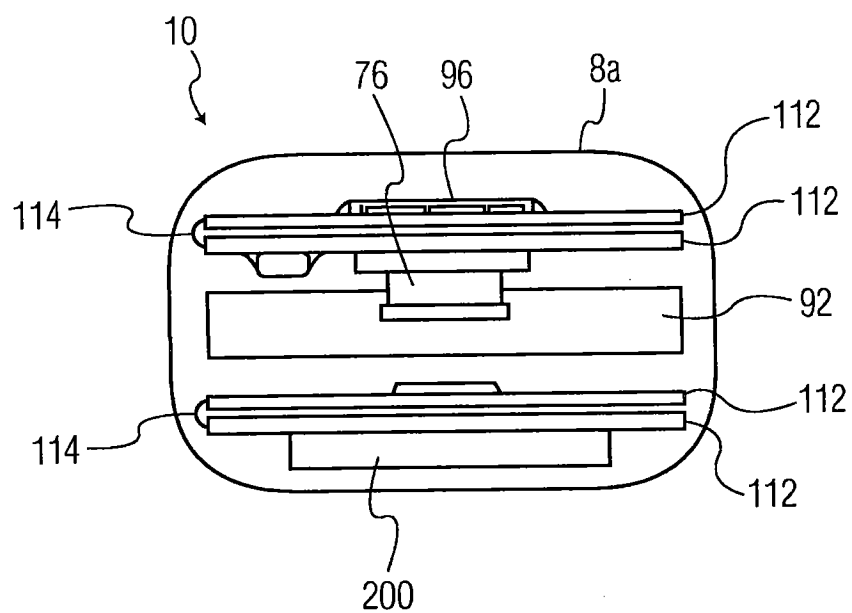


图 8b

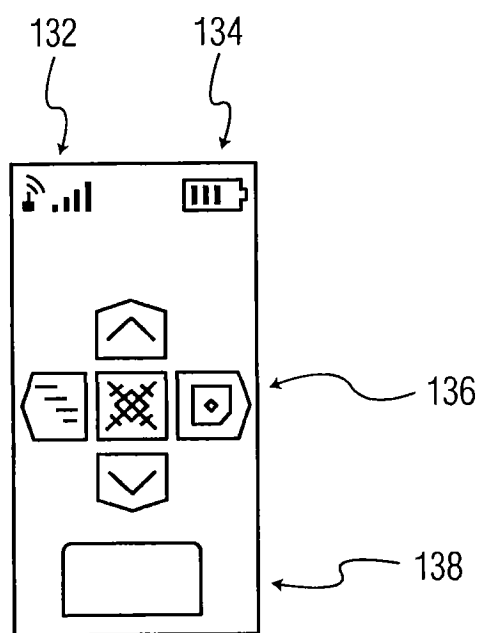


图 9a

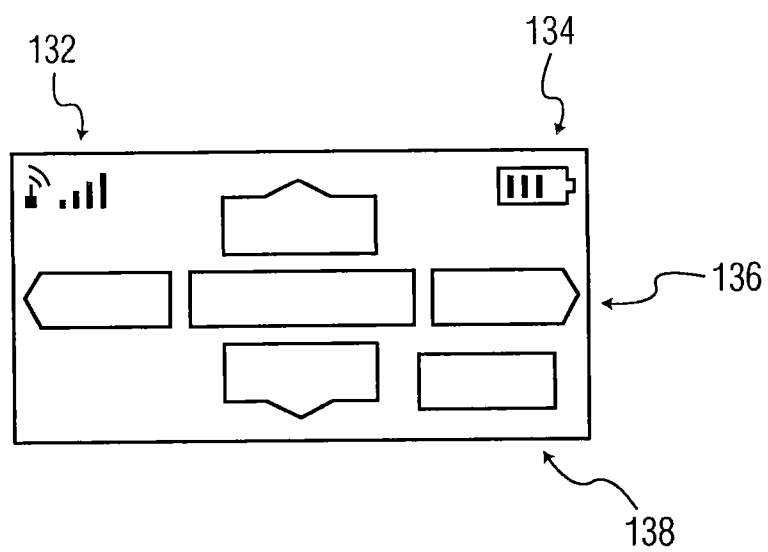


图 9b

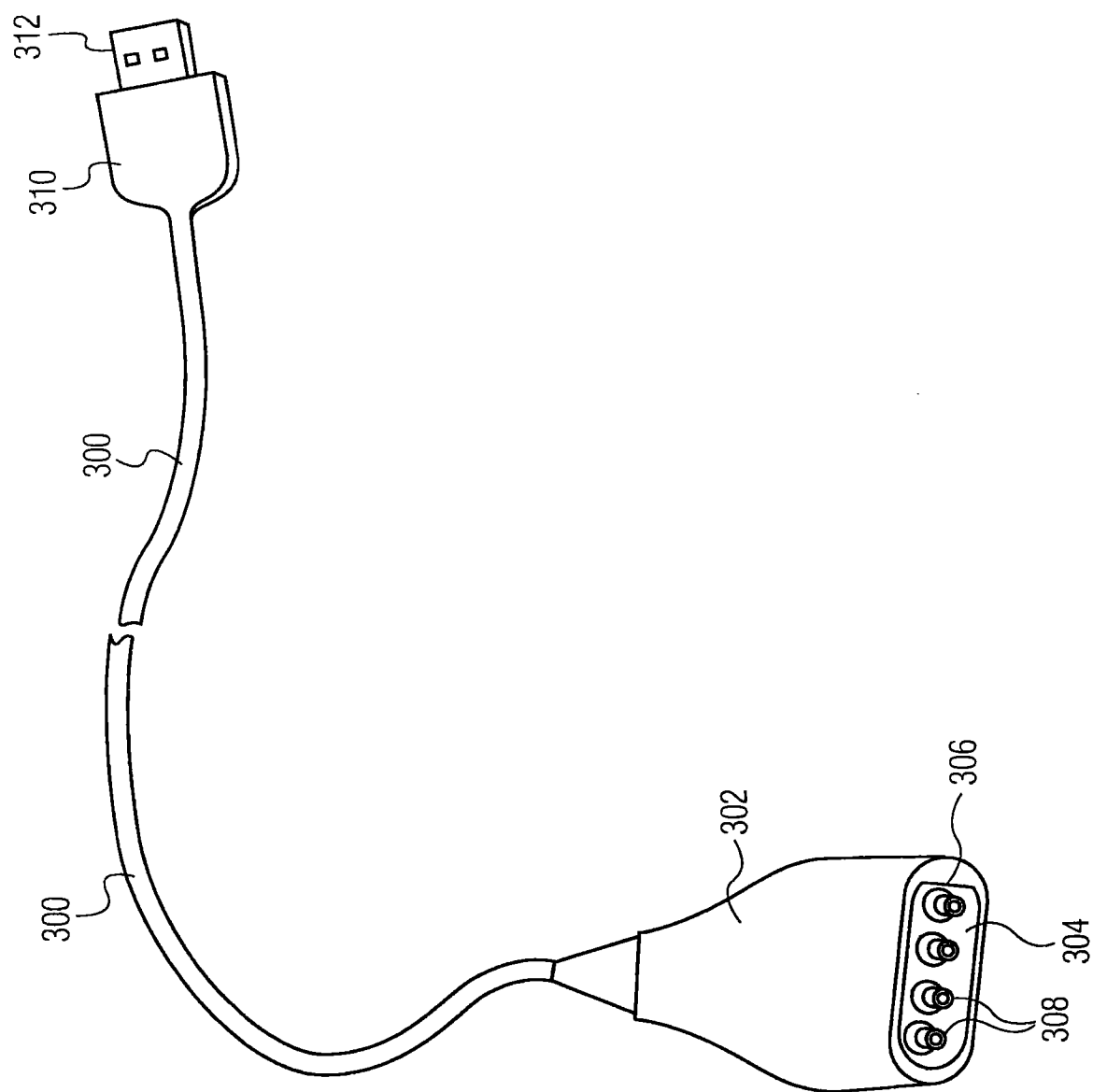


图 10a

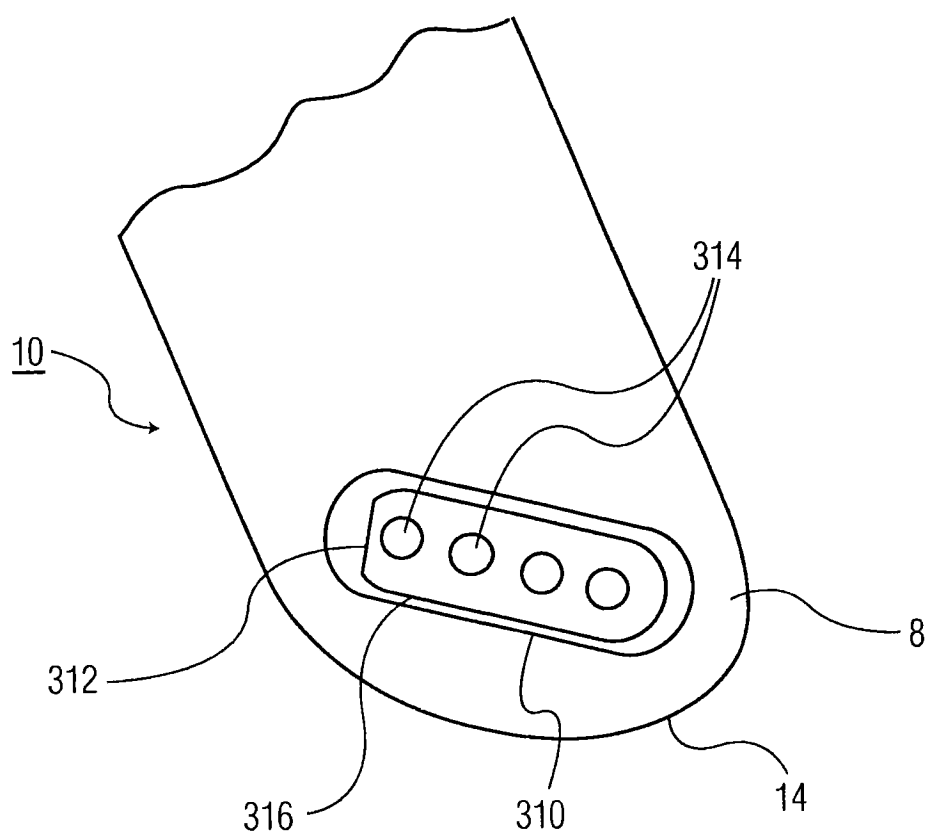


图 10b

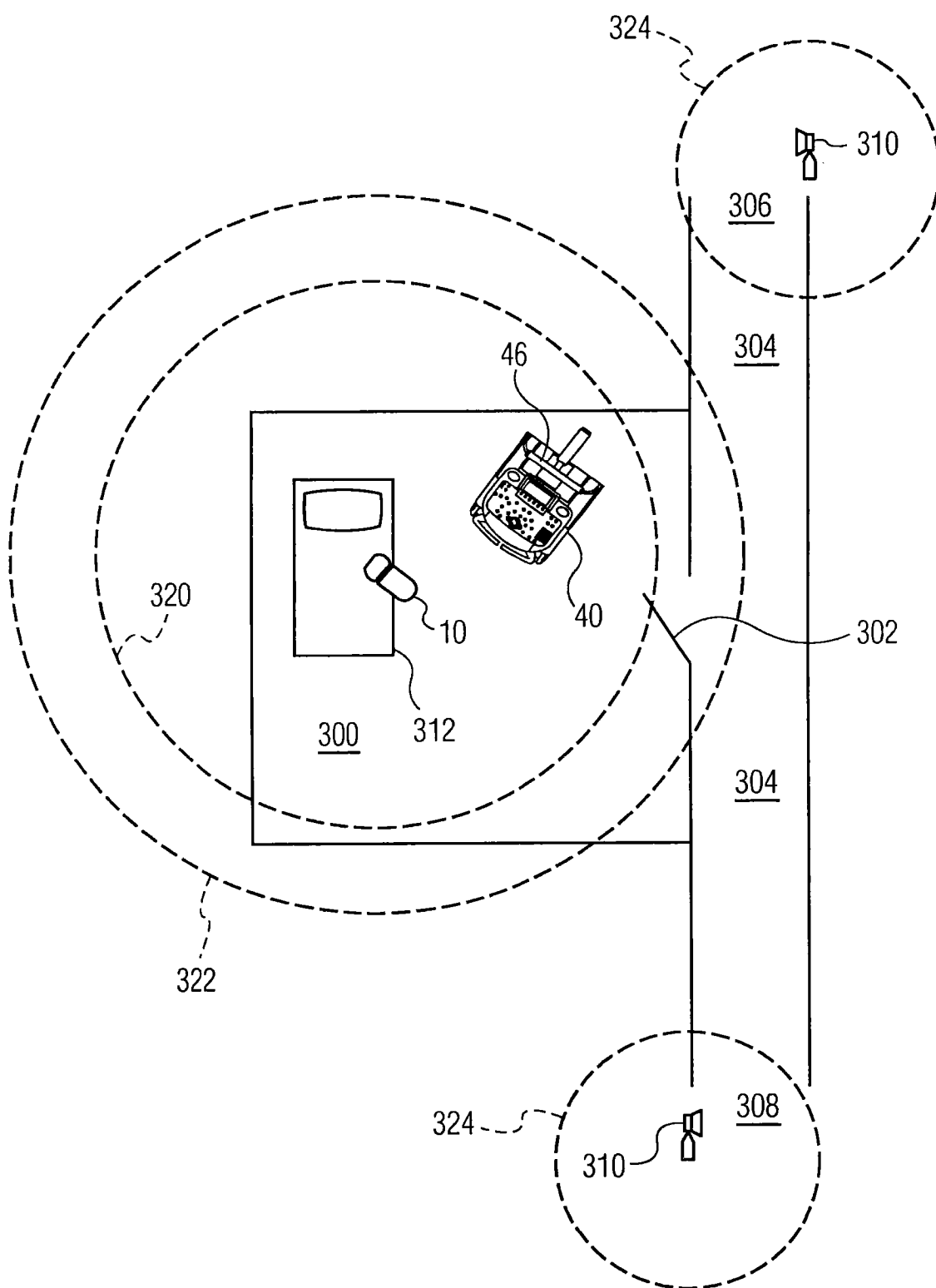


图 11

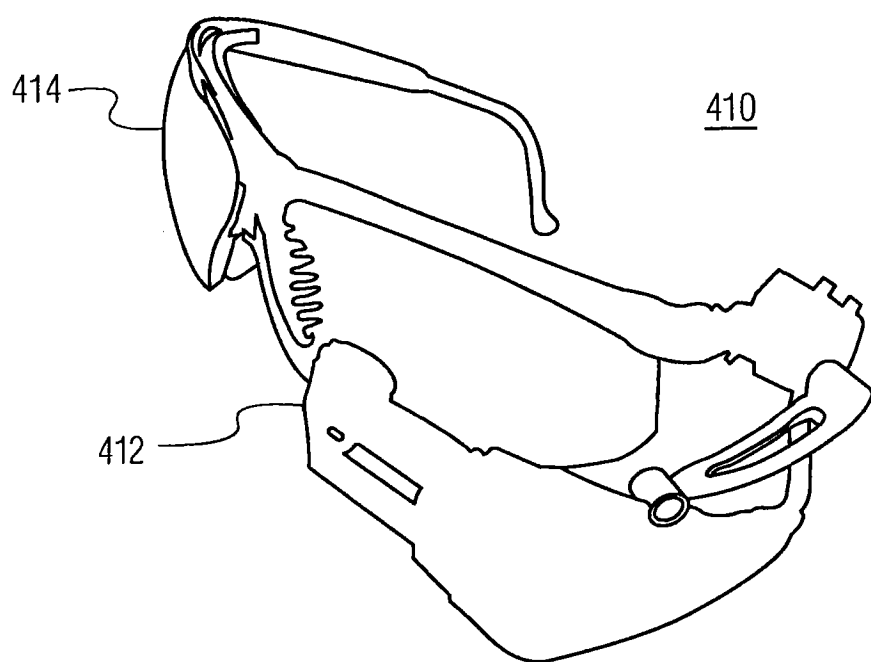


图 12

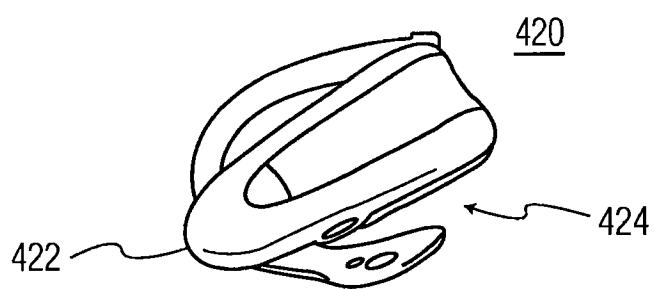


图 13

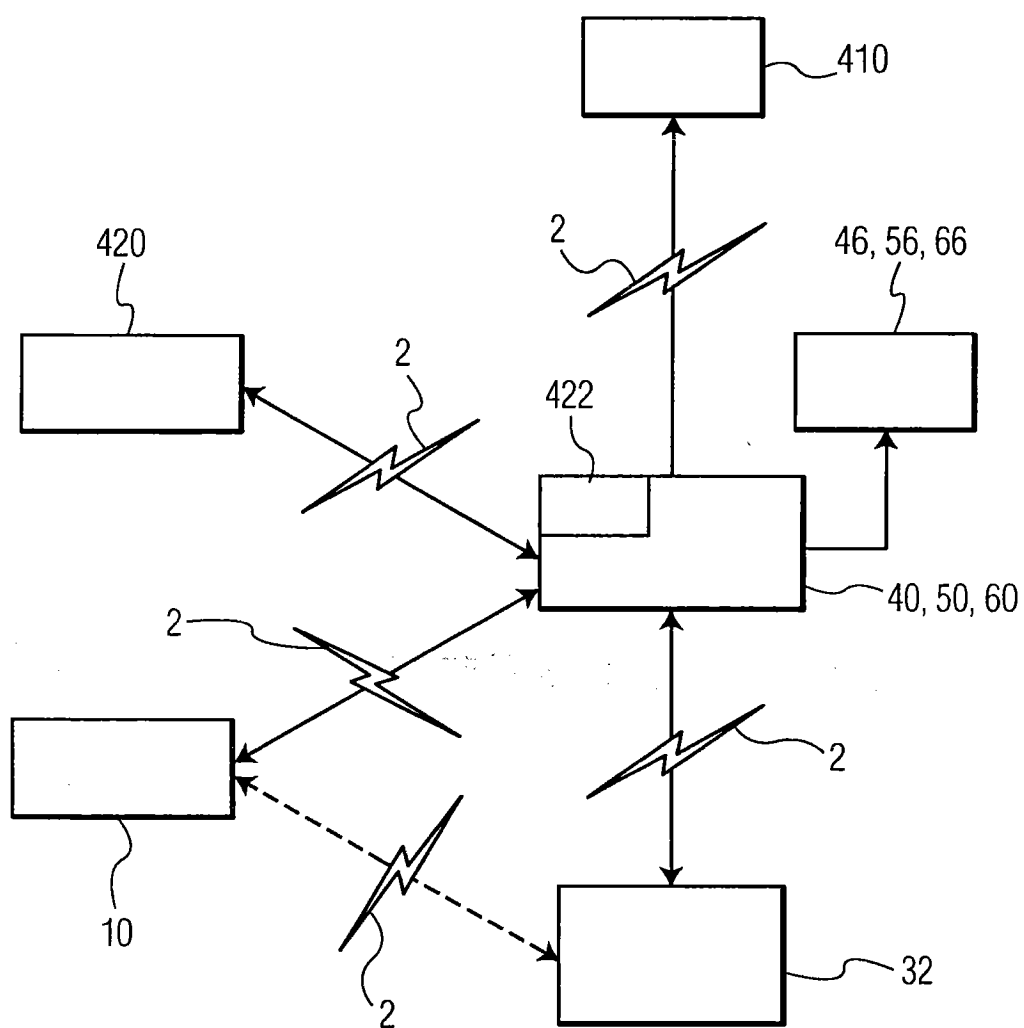


图 14

专利名称(译)	轻量化无线超声探头		
公开(公告)号	CN101677806B	公开(公告)日	2013-03-27
申请号	CN200880018095.2	申请日	2008-05-21
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	M波伦 M威尔逊		
发明人	M·波伦 M·威尔逊		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B8/565 G01S7/5208 G01S15/899 A61B5/0002 A61B8/00 G01S7/003 A61B8/4472 A61B8/4427 A61B8/4433		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	60/941400 2007-06-01 US		
其他公开文献	CN101677806A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

无线超声探头具有探头外壳，所述探头外壳封入换能器阵列堆、耦合到换能器阵列的微束形成器、采集模块、超宽带收发器、功率电路以及总重量为300克或更少的可再充电电池。优选地，这些部件的总重量不超过150克，最优选地，这些部件的总重量不超过130克。收发器以无线方式向超声系统主机发送回声信息信号，在主机处对信号进行额外的超声波信号处理，例如进一步射束形成、图像处理和显示。电池优选为可再充电电池，用于收发器的天线位于探头与换能器堆相对的一端。

