



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108472007 A

(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201680063983.0

(22)申请日 2016.11.02

(30)优先权数据

62/249,416 2015.11.02 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.02

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/056582 2016.11.02

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/077456 EN 2017.05.11

(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 N·K·勒杜 B·J·萨沃德

M·C·布拉德肖二世

(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)

B06B 1/02(2006.01)

G01S 7/52(2006.01)

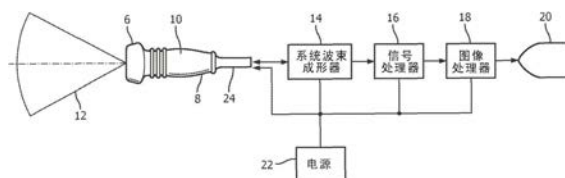
权利要求书2页 说明书4页 附图7页

(54)发明名称

用于超声换能器的高电压电源的主动分布

(57)摘要

超声换能器探头的换能器的高电压驱动由主动电源提供,所述主动电源借助于反馈来监测被供应到所述换能器的所述高电压,并且通过将电荷从电容器耦合到所述探头的所述高电压电源线来对高电压传输期间的电压中的下降做出响应,从而防止所述高电压中的陡峭下降。优选地,所述主动电源和所述电容器被定位在所述探头连接器外壳中。



1. 一种超声成像系统,包括:
超声换能器,其被定位在探头外壳中;
主动电源,其具有被耦合到高电压电源的输入部和被耦合到所述超声换能器的输出部;以及
电压反馈线,其被耦合在所述超声换能器与所述主动电源之间,
其中,所述主动电源被配置为基于来自所述电压反馈线的反馈电压来调节被供应到所述超声换能器的输出电压。
2. 根据权利要求1所述的超声成像系统,包括电容器,所述电容器被耦合到所述主动电源的所述输入部。
3. 根据权利要求2所述的超声成像系统,包括参考电压源,所述参考电压源被耦合到所述主动电源。
4. 根据权利要求2所述的超声成像系统,包括探头连接器,所述探头连接器被耦合到探头线缆的末端,所述探头线缆的末端被耦合到所述探头外壳,
其中,所述主动电源被定位在所述探头连接器中。
5. 根据权利要求4所述的超声成像系统,其中,所述电容器被定位在所述探头连接器中。
6. 根据权利要求5所述的超声成像系统,其中,所述探头线缆包括高电压电源导体,所述高电压电源导体被耦合在所述主动电源与所述超声换能器之间,其中,所述电压反馈线被定位在所述探头线缆中,并且其中,所述高电压电源被定位在超声系统主机中。
7. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述主动电源包括跨导运算放大器,所述跨导运算放大器被配置为基于来自所述电压反馈线的所述反馈电压来调节被供应到所述超声换能器的所述输出电压。
8. 根据权利要求7所述的超声成像系统,包括传输晶体管,所述传输晶体管被配置为控制所述电容器与所述主动电源的输出部之间的传导。
9. 根据权利要求1所述的超声成像系统,包括发射器,所述发射器被耦合到所述超声换能器,
其中,所述主动电源被耦合以将高电压提供到所述发射器。
10. 根据权利要求2所述的超声成像系统,其中,所述主动电源被定位在所述探头外壳中。
11. 根据权利要求2所述的超声成像系统,其中,所述主动电源被定位在超声系统主机中。
12. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述主动电源还包括放电电路,所述放电电路被耦合到所述电容器,以在所述探头从所述系统主机断开时,使所述电容器放电。
13. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述主动电源被配置为将第一高电压输出到所述超声换能器;并且所述系统还包括:
第二主动电源,其具有被耦合到所述高电压电源的输入部和被耦合到所述超声换能器的输出部,使得所述主动电源被配置为将第二高电压提供到所述超声换能器。
14. 根据权利要求13所述的超声成像系统,还包括被耦合在所述高电压电源与每个主动电源的所述输入部之间的开关。

15. 根据权利要求13所述的超声成像系统,还包括被定位在每个主动电源的所述输出部与所述超声换能器之间的开关,以及被定位在每个主动电源的反馈输入部与所述超声换能器之间的开关。

用于超声换能器的高电压电源的主动分布

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声成像,并且具体而言,涉及对超声换能器探头进行供电。

背景技术

[0002] 超声换能器探头(诸如被用于3D成像的那些超声换能器探头)可以具有被定位在探头中并且被耦合到换能器阵列(传感器)的发射电路,其利用来自被定位在超声系统中的电源的能量来激发换能器元件。对于一些成像模态(诸如剪波弹性成像或PW多普勒)而言,并且对于被用于治疗性应用的探头而言,前端电路可以要求比系统电源所能够供应的电流更高的电流。由探头抽取这些高电流的尝试可能导致将驱动电压提供到前端和换能器的高电压电源的电压水平的下降,其继而导致发射超声的声压的下降,其使成像和治疗效果劣化。补偿该问题的一个方法是被动方法,其是将大电容耦合到高电压电源线。国际专利公开WO 2013/179179描述了一种被耦合到探头的高电压电源线并且被定位在超声系统主机、换能器的系统连接器和/或在探头外壳中的大电容器组(100 μ F到>1000 μ F)的使用。当探头开始在发射阶段期间抽取额外电流时,被存储在电容器组中的电荷补充来自电源的电荷,维持期望的电压水平。

[0003] 然而,该方法并不是没有其缺点,其包括放置物理上相当大的电容器组。当其期望将电容器组定位在探头自身中时,出于人体工学原因并且可能地还有探头的应用(例如,需要适配在食道中的TEE探头)可用空间量是有限的。当期望将电容器组定位在换能器的连接器中时,电容器组的物理大小被更好地调节,但是换能器线缆的电阻变为制约因素。例如,如果成像模态可以容忍要求5A的发射脉冲期间的1伏特下降,则线缆电阻需要小于0.2 Ω 。如果针对3D换能器探头的典型的两米长线缆通过具有2欧姆的电阻的一对导体来分布发射功率,则由线缆导致的电压降落是可接受的下降的电压降落的十倍。这可以通过增加线缆导体的数目或者直径来克服,但是这将使线缆更不灵活、更昂贵并且要求新线缆的开发。其还可以增加线缆的末尾处的接线连接器的大小。因此,在不妥协超声系统和探头的其他方面的情况下解决高电流电压降落问题是期望的。

发明内容

[0004] 在一些方面中,本发明包括超声成像系统,所述超声成像系统包括主动电源向超声探头中的阵列换能器提供电力。例如,所述超声成像系统可以包括:超声换能器,其被定位在探头外壳中;主动电源,其具有被耦合到高电压电源的输入部和被耦合到所述超声换能器的输出部;以及电压反馈线,其被耦合在所述超声换能器与所述主动电源之间。所述主动电源可以被配置为基于来自所述电压反馈线的反馈电压来调节被供应到所述超声换能器的输出电压。

[0005] 在特定方面中,所述主动电源(其通过所述换能器线缆中的导体将能量供应到所述探头)可以被定位在所述成像系统中的各个位置,例如在超声系统主机中、所述换能器探头自身中或者在所述换能器探头的连接器中。

[0006] 在一些方面中,所述主动高电压电源可以被耦合到电容器组,所述电容器组被充电到较高的电压。所述电容器组可以在操作期间放电几十伏特,但是所述主动电源维持所述换能器前端处的对于成像可接受的较高范围内的所述电压。所述主动电源从所述信号路径中更接近于所述传感器的点接收反馈并且误差放大器将所述反馈信号与要么在所述连接器上生成要么由所述超声系统所提供的参考进行比较。响应于所述误差放大器输出,所述主动电源改变其输出以补偿由所述前端传感器提出的所述负载中的所述改变。所述电容器组提供足够的电荷以用于所述主动电源来贯穿所述发射激发的所述持续时间提供由所述传感器所需要的所述电流。所述电容器组的所述电压可以对于所述主动电源足够高以贯穿所述发射间隔维持所述换能器处的期望的电压。所述主动电源的所述使用允许使用几百微法拉的量级的所述电容器组而不是在所述被动情况中的几千微法拉的量级,因为其电压下降可以是比所述换能器前端处的所述电压多出很多伏。

附图说明

- [0007] 在附图中:
- [0008] 图1是根据本发明的原理构建的超声系统的示意图;
- [0009] 图2图示了用于超声系统主机的探头及其线缆和连接器。
- [0010] 图3a和图3b图示了用于正供电电压和负供电电压的本发明的示意性实现方式。
- [0011] 图4图示了本发明的实现方式中的发射脉冲期间的不同点处的电压和电流水平;
- [0012] 图5是根据本发明的原理构建的主动电源的示意图;
- [0013] 图6是使用多个主动电源对探头电源供电的框图;并且
- [0014] 图7是使用多个主动电源对探头电源供电的另一实现方式的框图。

具体实施方式

[0015] 首先参考图1,以方框图的形式示出了根据本发明的原理构建的超声成像系统。提供了超声探头外壳10,其将在其手柄部分8被握持,其中,其远端6抵靠患者的身体以对接触点之下的解剖结构进行成像。探头外壳的远端6内的阵列换能器沿着被称为波束方向的方向将聚焦脉冲或波发射到身体的二或三维区域上。该区域被示出为图1中的扇形平面12。发射是通过由被定位在探头或者(探头可以通过线缆24或者无线地连接到的)超声系统主机中的发射器将高电压脉冲或者波形应用到阵列换能器的元件来完成的。响应于每次发射,回波沿着波束方向从组织、血液和结构被返回并且回波利用系统波束成形器14进行波束成形处理以根据由阵列换能器的元件接收到的超声信号形成相干回波信号。波束成形中的一些或全部还可以由被定位在探头中并且被耦合到阵列换能器的微波束成形器ASIC执行。在接收到的信号已经完全地波束成形之后,其被耦合到信号处理器16,信号处理器16执行诸如抽取、滤波、谐波分离和信号复合的功能。经处理的信号被耦合到图像处理器18,图像处理器18通过诸如幅度或者多普勒检测和扫描转换的过程将它们形成为图像。形成的图像被显示在图像显示器20上。

[0016] 系统包括电源22,其提供被用于给超声系统的各种部件供能的若干电压。电源22可以被耦合到如在本文中进一步描述的主动电源40并且可以提供用于由发射器电路使用以刺激换能器元件来发射用于成像或者治疗的脉冲或者波的高电压(例如,~100V)。所述

高电压可以被施加到系统主机中的发射器和/或探头10中的发射器。

[0017] 在一些方面中,超声系统主机被包括在系统中并且可利用针对不同的诊断应用的许多不同类型的探头操作。出于该目的,系统主机可以包括探头可以被连接到的一个或多个连接器。图2图示了具有线缆24的近端处的连接器30的探头10。应变消除器26防止线缆的末端处的过度弯曲,所述应变消除器在所述末端被附接到探头和探头连接器。探头连接器30包括壳体,所述壳体包括多针插头,线缆的导体被连接到所述多针插头。在36处指示插头。为了将探头附接到系统主机,插头36被插进超声系统上的配对连接器中并且锁定柄34被转向以将其牢固地附接到系统。

[0018] 如先前地所提到的,在一些应用中当驱动换能器元件时对高电压电源的需求可能使得电压在高发射电流需求期间被拉低。供电电压中的下降将提供比探头传感器处的期望的电压水平处更低的电压水平,其进而将产生小于期望的声压的发射信号。在这些发射间隔期间补充高电压电源的电容器组的使用面对上文所描述的限制。根据本发明的原理,主动电源40被用于将高电压提供到如在图3a和图3b中所图示的传感器。用于供应发射能量的主动方法可以实现与被动电容器组方法相同的供电电压性能,但是具有较少电容(例如,少了大约90%的电容),并且因此,探头或系统中的小得多的空间要求。因此,主动电源和其电容可以容易地适配在超声系统的若干部分中,包括探头、系统主机和最常规的探头连接器。而且,主动方法可以使用现有的换能器线缆设计。图3a示出了用于换能器探头10中的发射器的主动电源的简化方框图。在该实现方式中,主动电源40被定位在换能器连接器30中并且通过换能器线缆24中的导体供应能量。主动高电压电源40由来自电源22的高电压(+HV IN)供电,其被供应到主动电源的输入处的电容器C1。电源将电容器C1充电到高供电电压。电容器C1可以在操作期间放电几十伏特,但是主动电源将探头的前端传感器50处的电压维持在对于成像和治疗可接受的更紧范围内。主动电源沿着电压反馈线从传感器接收反馈,并且将电路中的反馈电压与要么在连接器30中生成要么由超声系统主机所提供的参考电压相比较。关于下面图5中的电路解释主动电源如何比较反馈电压的一个范例。响应于反馈信号中的改变,主动电源改变其输出以补偿由传感器呈现的负载中的改变。电容器C1针对主动电源40存储足够的电荷以在发射激发时段的持续时间中提供由传感器50和其旁路电容52所需要的电流。电容器C1处的电压仅需要足够高以针对主动电源贯穿发射间隔维持传感器处的电压。电容器C1在被动情况下可以是大约几百微法拉而不是几千微法拉,因为其可以比传感器前端处的主动控制电压下降多得多的伏特。

[0019] 应当指出,主动电源可以提供要么正的高电压要么负的高电压并且传感器负载可以是源电流或者吸电流。传感器(例如,电压感测设备)可以利用高电压的一个或两个极性。图3b示意性地图示了与图3a相同的布置,但是传感器要求负的(-HV)驱动电压。负的高电压被施加到主动电源40的输入处的电容器C1,并且电流在相反的意义由针对传感器50的符号中的箭头的方向所指示。

[0020] 图4图示了在高的负发射电压的供电期间图3b的电路中的点处的示范性波形。在该范例中,给主动电源40的输入是-77V,在传感器50处的电压在小于一毫秒的发射间隔期间被维持在-60V的上下1V内,在其期间由驱动器抽取5安培(A)。电容器C1具有300 μ F的值并且主动电源的输入处的电压下降了10V,从-77V到-67V,如由曲线60所示。来自线缆24的感测导体的负反馈迫使主动电源40减少线缆24的供电导体的连接器端处的电压以对在传感

器将5A吸入线缆中时线缆上的电压降落进行补偿。这由曲线62示出,其中,标称-60V被改变到-62.5V以考虑线缆的电压降落。曲线64示出传感器处的电压改变,其从-60V到-59V(可接受的一伏特下降),其在传感器抽取5A时发生,如由曲线66所示。在发射间隔期间在-60V处吸入5A的能力是典型的超声系统电源不能利用该性能完成的一件事情。

[0021] 在图5中示出了具有图4中所图示的性能的本发明的主动电源的示范性示意图。在该范例中的主动电源被实现为高电压线性调节器。将理解到,还可以使用开关电源。如所示的线性调节器从终端FB处的传感器50接收负反馈,这使得其能够随着负载和其输入电压变化维持反馈点处的近似地恒定电压。由于被耦合到线性调节器的输入终端IN的高电压电源-HV不能吸入5A,因而电容器CI上的负电压将在负载(发射)期间期间向0V上升。

[0022] 调节器通过改变对其NMOS传输晶体管(pass transistor) M1的源电阻的消耗来补偿负载中的改变和其输入电压变化。包括电阻器R1和R2的反馈网络将针对输出端子OUT处的(一个或多个)电源导体要产生的电压设定为近似地等于由超声系统供应的参考电压Ref.乘以-1。晶体管Q1和Q2形成跨导运算放大器。Q1的电流输出将传输晶体管M1的栅极驱动到由电阻器R4设定的电压,从而控制调节器的输入电压与(一个或多个)电源导体之间的电阻。如果负载吸入电源中的电流量增加,则调节器输出处的电压增加,其降低晶体管Q2的基极-发射极电压。这使得晶体管Q2的集电极-发射极电流减小并且晶体管Q1的集电极-发射极电流增加,其使得传输晶体管M1的栅极-源电压升高。增加的栅源电压降低了传输晶体管M1的漏极-源电阻,其与调节器的输入电源和其输出串联,这导致较低的输出电压。

[0023] 类似地,如果传感器负载减小,则调节器输出处的电压将降低,其增加Q2的偏置并且导致Q2的导电性的增加和Q1的导电性的减小。这减小了传输晶体管的栅极驱动,其升高其栅极-源电阻并且增加调节器的输出电压。相同机制使得传输晶体管M1的漏极-源电阻随着调节器的输入电压减小而减小;并且当输入电压在高电压系统将电容器C1再充电时增加而增加。因此,线性调节器随着负载和其输入电压变化而将电压保持在设定电压处。

[0024] 存在与超声系统和线性调节器串联的放电电路。当负的高电压电源向0V上升时,放电电路防止超声系统由电容器C1反向驱动。放电电路还防止在电容器C1被直接连接到探头连接器36的情况下可能发生的电击危害。当-HV由系统增加或者断开时,二极管D1和D2变为反向偏置。Q3晶体管然后在其基极上形成正偏置并且驱动晶体管Q4的基极,其使得Q4通过R7和晶体管Q4使C1放电。

[0025] 为了利用不同的电压的换能器激发进行成像,本发明的实现方式可以采用多个主动电源40和开关44a、b和c以在激发电压改变时,改变用于换能器的主动控制高电压。这被图示在图6中。所图示的开关布置切换电源导体和感测线连接二者。主动电源40被示出有单个电容器C1。图7示出了相同的多激发电压实现方式,但是针对不同的主动电源40具有不同的电荷存储电容器C1。开关42a、b和c选择性地将系统高电压HV耦合到电容器C1。

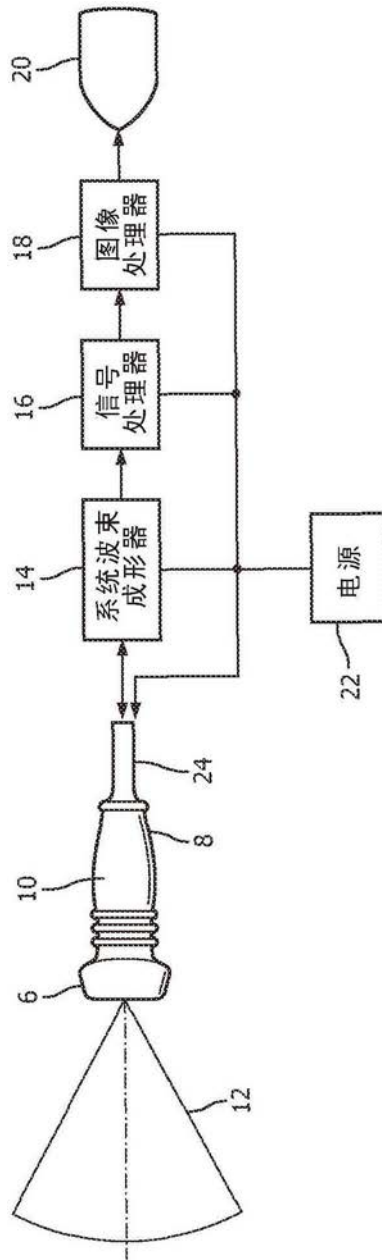


图1

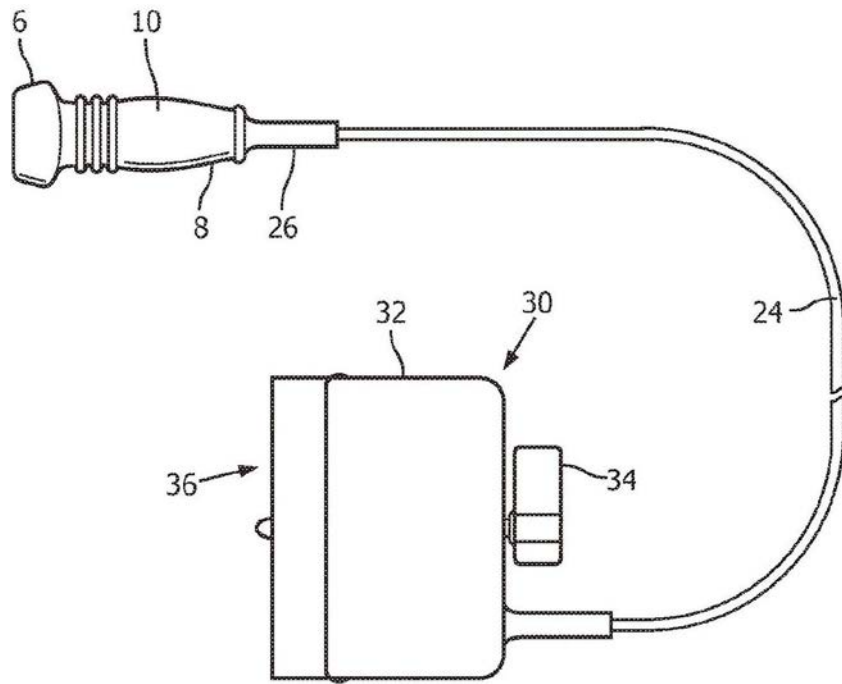


图2

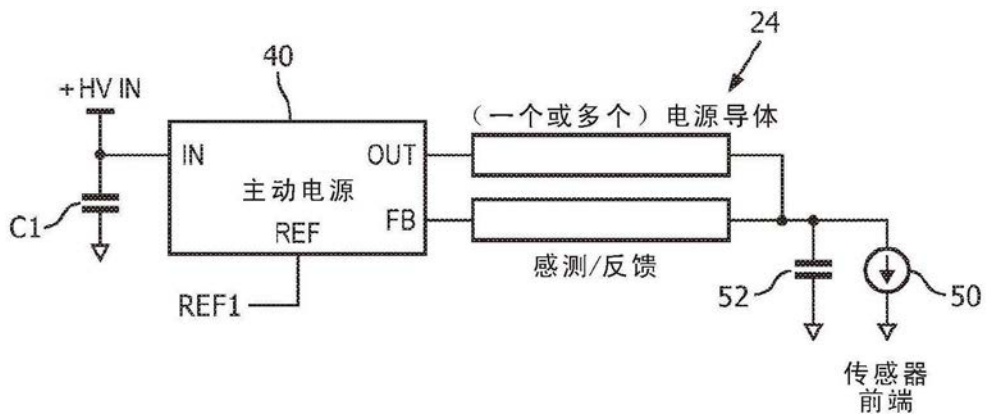


图3a

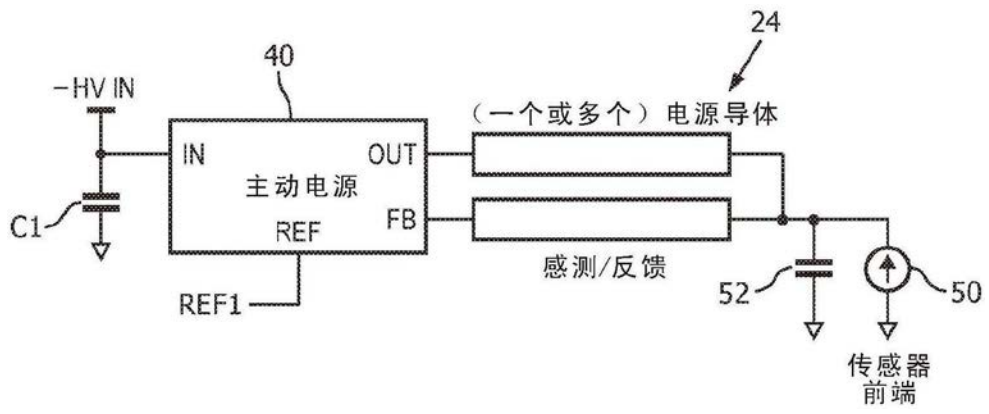


图3b

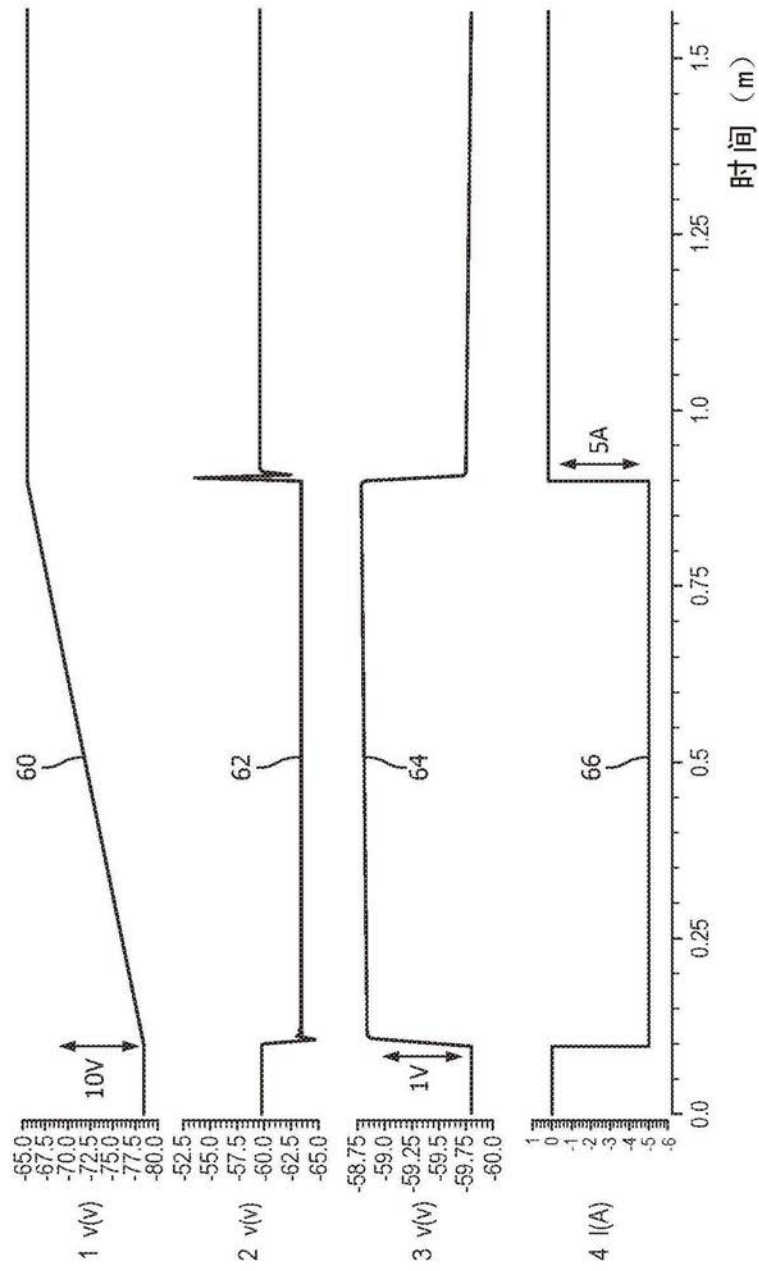


图4

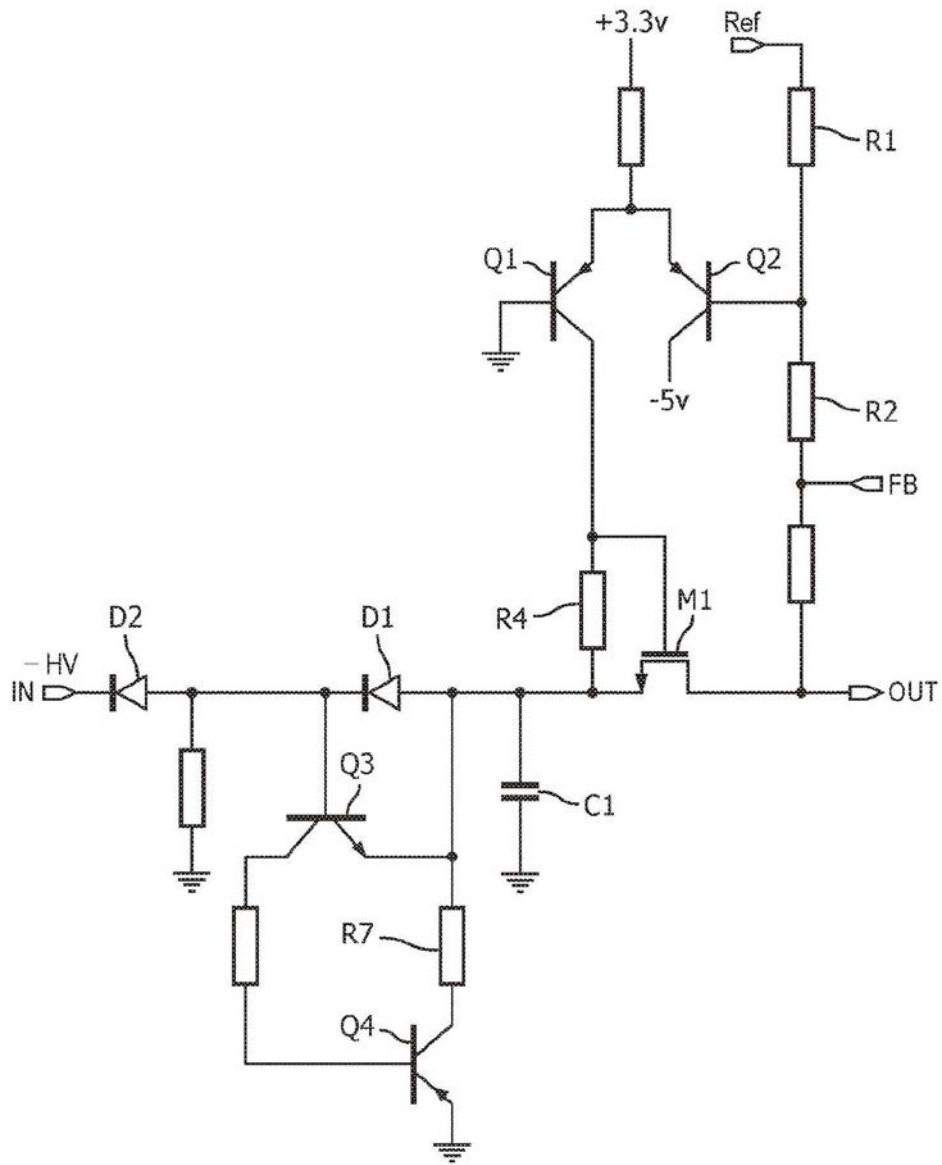


图5

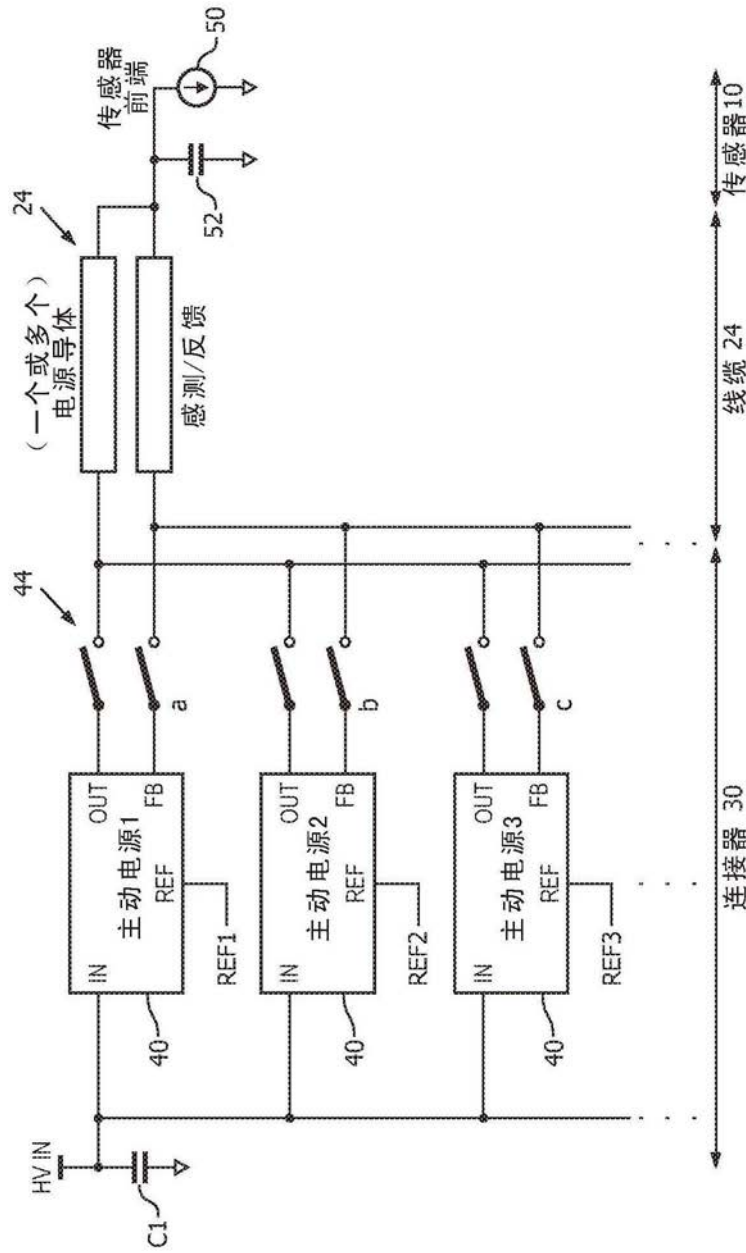


图6

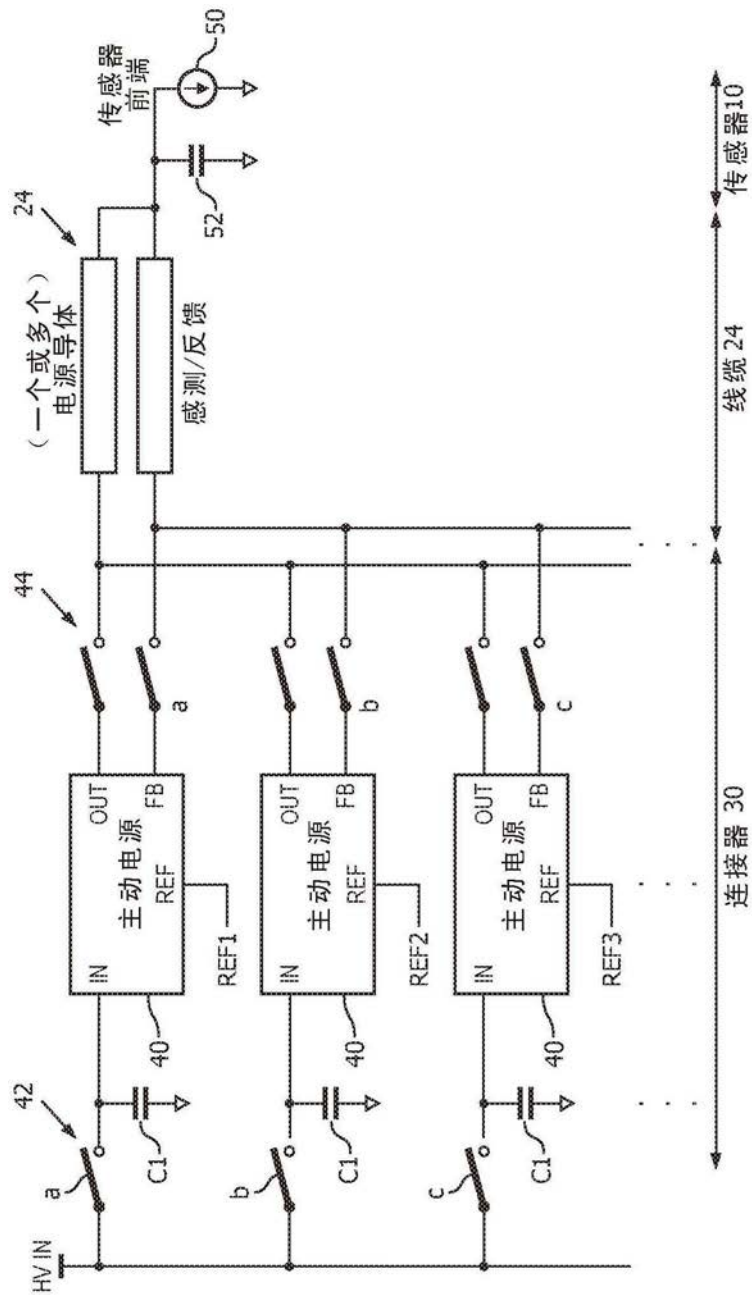


图7

专利名称(译)	用于超声换能器的高电压电源的主动分布		
公开(公告)号	CN108472007A	公开(公告)日	2018-08-31
申请号	CN201680063983.0	申请日	2016-11-02
[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	N K 勒杜 BJ萨沃德 MC布拉德肖二世		
发明人	N·K·勒杜 B·J·萨沃德 M·C·布拉德肖二世		
IPC分类号	A61B8/00 B06B1/02 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/5223 A61B8/56 B06B1/0215 B06B1/0246 B06B2201/76 G01S7/5202 G01S7/52096 G01S15/8915		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	62/249416 2015-11-02 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声换能器探头的换能器的高电压驱动由主动电源提供，所述主动电源借助于反馈来监测被供应到所述换能器的所述高电压，并且通过将电荷从电容器耦合到所述探头的所述高电压电源线来对高电压传输期间的电压中的下降做出响应，从而防止所述高电压中的陡峭下降。优选地，所述主动电源和所述电容器被定位在所述探头连接器外壳中。

