



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410003810.9

[45] 授权公告日 2007 年 2 月 7 日

[11] 授权公告号 CN 1298288C

[22] 申请日 2004. 2. 6

[21] 申请号 200410003810.9

[30] 优先权

[32] 2003. 2. 6 [33] JP [31] 29405/03

[73] 专利权人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 雨宫慎一

[56] 参考文献

CN1378821A 2002. 11. 13

CN1131837A 1996. 9. 25

审查员 栾志超

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 傅 康 张志醒

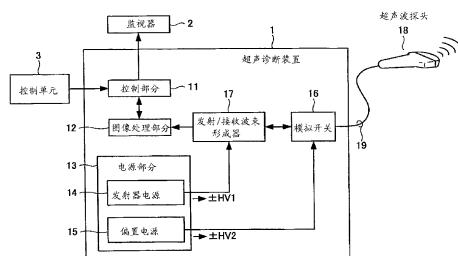
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 6 页

[54] 发明名称

超声诊断装置

[57] 摘要

为了达到减小在超声诊断装置内的电源的尺寸和功率消耗的目的，电荷泵电路 50 和 60 被连接到发射器电源 14。位于发射器电源 14 内的调节器驱动电荷泵电路 50 产生正偏压 + HV2，该正偏压 + HV2 高于由发射器电源 14 产生的正电压 + HV1。位于发射器电源 14 内的调节器还驱动电荷泵电路 60 产生负偏压 - HV2，该负偏压 - HV2 低于由发射器电源 14 产生的负电压 - HV1。



1. 一种用于从超声波传感器向待检测物体发射超声波信号并接收所述超声波信号的反射波用于显示的超声波诊断装置，包括：

一个模拟开关，用于切换所述超声波传感器用于所述超声波信号的发射和所述反射波的接收；

一个发射器电源，用于向一个发射器电路施加高电压来使所述超声波传感器驱动所述超声波信号；和

一个偏置电源发生电路，用于从所述发射器电源产生用于所述模拟开关的偏置电源。

2. 如权利要求1的超声波诊断装置，其中

所述偏置电源发生电路包括一个正偏置电源发生电路，用于输出一个高于所述发射器电源正电压值的电压值，和一个负偏置电源发生电路，用于输出一个低于所述发射器电源负电压值的电压。

3. 如权利要求1的超声波诊断装置，其中

用于从所述发射器电源产生所述偏置电源的电路是电荷泵。

4. 如权利要求1的超声波诊断装置，其中

所述装置是用于可变地控制所述发射器电源的电压值的发射电压控制电路。

5. 如权利要求3或4的超声波诊断装置，其中

所述电荷泵与所述发射器电源共用一个驱动电路。

6. 如权利要求1的超声波诊断装置，其中

所述发射器电源包括一个用于降低和稳定施加到所述发射器电路的正电压值的稳定电源电路，并包括一个用于提高和稳定施加到所述发射器电路的负电压值的稳定电源电路。

超声诊断装置

技术领域

本发明涉及一种超声诊断装置，用于从超声波传感器向待检测的物体发射超声波信号，并接收超声波信号的反射波用于显示，具体涉及一种小型和低能耗的超声诊断装置。

背景技术

一种普遍使用的传统的超声诊断，是通过用毗连的超声波探头向物体内部待检测区域施加超声波而将物体内部成像，并产生所施加的超声波的反射波回声信号的图像。因为超声波对活体是无害的，所以超声诊断装置特别适用于医学应用，并被用于检测活体内的异物、测定损伤程度、观察肿瘤或胎儿及类似的东西。

近年来，人们希望减小超声诊断装置的尺寸和重量。一种整体尺寸小且重量轻的超声诊断装置将有望成为一种便携的超声诊断装置。减小超声诊断装置的尺寸和重量的问题尤其是在电源部分。因为超声诊断装置需要为超声波传感器提供发射器电源，另外，还需要为模拟开关提供偏置电源，因此已经做了尝试来减小这些电源的尺寸。

一种减小电源尺寸的传统方法涉及从模拟开关的偏置电源产生发射器电源（例如，参见专利文件1）。

[专利文件1]

日本专利申请公开号 No. 2002-306475。

但是，在传统的超声诊断装置中，虽然通过将发射器电源和偏置电源合并实现了装置尺寸的减小，但是却出现了功率消耗增高的问题。

特别地，因为偏置电源的电压必须高于发射器电源的电压，所以传统的超声诊断装置被设置来通过一个压降电路（直流稳定电源电路）从偏置电源获得发射器电源。在这样一种结构中，如果发射器电源向超声波传感器施加的电压低，那么在偏置电源和发射器电源之间的电压差就会变大，导致功率消耗大。

这种功率消耗导致由电池驱动超声波传感器的便携式超声诊断装置使用时间短并且产生热量多。

发明内容

因此，本发明的目的是提供一种具有尺寸小且功率消耗低的电源的超声诊断装置。

用于解决前述问题和实现该目的的本发明的第一方面是一种超声诊断装置，它用于从超声波传感器向待测物体发射超声波信号，并接收所述超声波信号的反射波用于显示，其特征在于包括：模拟开关用于开关超声波传感器来发射所述超声波信号和接收所述反射波；发射器电源用于向发射器电路施加高电压使所述超声波传感器驱动所述超声波信号；和偏置电源发生电路用于从所述发射器电源产生一个用于所述模拟开关的偏置电源。

根据发明的第一方面，在超声诊断装置中，从用于发射超声波信号的发射器电源通过偏置电源发生电路产生偏置电源，并且该电源被提供给模拟开关；因此，无须单独的电源为模拟开关提供偏压，并且能够减小电源尺寸。

本发明第二方面的特征在于：在发明的第一方面，所述偏置电源发生电路包括正偏置电源发生电路，用于输出一个高于所述发射器电源正电压值的电压值；和一个负偏置电源发生电路，用于输出一个低于所述发射器电源负电压值的电压。

根据本发明的第二方面，在超声诊断装置中，正偏置电源电路产生一个高于发射器电源正电压值的电压，负偏置电源电路产生一个低于发射器电源负电压值的电压；因此，能够获得一个与发射电压相比具有足够幅值的偏压。

本发明第三方面的特征在于：在发明的第一或第二方面，所述正偏置电源发生电路包括一个正电荷泵电路，它将所述发射器电源的正电压用做参考；所述负偏置电源发生电路包括一个负电荷泵电路，它将所述发射器电源的负电压值用做参考；以及所述偏置电源发生电路将所述正电荷泵电路和所述负电荷泵电路的输出作为所述模拟开关的偏置电源。

根据本发明的第三方面，在超声诊断装置中，一个电荷泵电路用发射器电源的正电压作为参考产生一个高于发射器电源正电压的电压，和一个电荷泵电路用发射器电源的负电压作为参考产生一个低于发射器电源负电压的电压；以及因此，使用简单的结构获得了用于模拟开关的偏置电源，电源的功率消耗也减小了。从而，减小了超声诊

断装置的整体尺寸并且降低了功率消耗。

本发明第四方面的特征在于：在发明的第一、第二或第三方面，所述装置进一步包括发射电压控制部分，用于可变地控制所述发射器电源的电压值。

根据本发明的第四方面，超声诊断装置通过发射电压控制部分能够任意地控制发射电压，和基于该发射电压产生一个偏压；因此，电源中的功率消耗减到最小。从而，通过将本发明应用到一个电池驱动的超声诊断装置，就获得了一种能够长时间工作的便携式超声诊断装置。

本发明第五方面的特征在于：在发明的第三或第四方面，所述电荷泵与所述发射器电源共用一个驱动电路。

根据本发明的第五方面，共用一个驱动电路使得尺寸减小和效率提高，并适合于便携式超声诊断装置。

本发明第六方面的特征在于：在发明的第一—第五方面，所述发射器电源包括一个用于降低施加给所述发射器电路的正电压值的稳定电源电路，并包括一个用于提高施加给所述发射器电路的负电压值的稳定电源电路。

根据本发明的第六方面，在超声诊断装置中，能够通过向发射器电源提供一个压降电路来减小发射电压中的噪声。

根据本发明，电荷泵电路被连接到发射器电源，该发射器电源产生一个施加给超声波传感器的电压，并且电荷泵电路的输出被用作模拟开关的偏置电源，因此，获得了这样一种效果，提供了一种具有减小的尺寸的电源部分并且具有降低了功率消耗的超声诊断装置。

本发明的其它目的和有益效果通过从下面对本发明如附图所阐明的优选实施例的描述中将更明显。

附图说明

图 1 是用于阐明根据本发明的一个实施例的超声诊断装置整体结构的说明性示意图。

图 2 示出了图 1 所示的模拟开关的内部结构。

图 3 示出了图 1 所示的电源部分的电路结构。

图 4 示出了具有多级结构的电荷泵电路的电源部分的电路结构。

图 5 阐明了图 3 所示的电源电路的变型。

图 6 示出了用于发射器电源的噪声消除电路。

具体实施方式

现在，参考附图详细描述一种根据本发明的实施例的超声诊断装置。

图 1 是用于阐明根据本发明的实施例的超声诊断装置整体结构的说明性示意图。在图 1 中，超声诊断装置 1 被连接到监视器 2、控制单元 3 和超声波探头 18。监视器 2 可以使用任何监视器，比如 CRT 或液晶监视器。控制单元 3 可以是普通用途的输入设备，比如键盘或鼠标，或提供专用控制盘。

在超声诊断装置 1 中还包括控制部分 11、图像处理部分 12、电源部分 13、模拟开关 16 和发射/接收波束形成器 17。另外，在电源部分 13 内具有发射器电源 14 和偏置电源 15。

在使用超声诊断装置 1 进行诊断时，首先，从发射器电源 14 向发射/接收波束形成器 17 提供发射器电源 $\pm HV_1$ 。发射/接收波束形成器 17 使用发射器电源 $\pm HV_1$ 来使超声波探头 18 内的超声波传感器发射超声波信号，超声波探头 18 通过模拟开关 16 和连接电缆 19 连接到发射/接收波束形成器 17。然后，超声波传感器接收所发射的超声波信号的反射波，并通过连接电缆 19 和模拟开关 16 将其输入到发射/接收波束形成器。

发射/接收波束形成器 17 将所输入的反射波发送到图像处理部分 12，该图像处理部分 12 基于反射波产生一个超声图像。基于来自控制单元 3 的输入，控制部分 11 在监视器 2 上显示由图像处理部分 12 产生的超声图像。

模拟开关 16 控制被连接到发射/接收波束形成器 17 的超声波传感器的开关状态。因为用于发射超声波信号的超声波传感器是通过模拟开关 16 的开关来选择的，所以通过适当地操作模拟开关 16 就能够扫描一个待检测区域。

图 2 显示了模拟开关 16 的内部结构。如图所示，在模拟开关 16 内包括多个开关 16a。例如，如果发射/接收波束形成器 17 具有 63 个通道并且超声波探头 18 具有 124 个超声波传感器，则模拟开关 16 中所包含的开关 16a 的数量是 124。模拟开关 16 通过闭合所选择的

开关 16a 来选择将被连接到发射/接收波束形成器 17 的超声波传感器。另外，模拟开关 16 通过改变所闭合的开关 16a 来改变用于发射超声波信号的超声波传感器，从而进行超声波扫描。

偏置电源 15 向模拟开关 16 提供偏压 $\pm HV2$ 。偏压 $\pm HV2$ 在这样一个范围内，即期望的是正向和负向大于发射器电源 14 输出的发射电压 $\pm HV1$ 10 - 20V。例如，如果发射电压 $\pm HV1$ 是 -100V - +100V，则偏压 $\pm HV2$ 是 -120V - +120V。

偏压 $\pm HV2$ 的幅值范围被设置得大于发射电压 $\pm HV1$ 的幅值范围是用于防止由于偏压减小，而造成模拟开关 16 内导通电阻增加。

下一步，将描述一种电源部分 13 的具体结构。图 3 示出了图 1 所示的电源部分 13 的电路结构。在图 3 中，电源部分 13 包括连接到发射器电源 14 的电荷泵电路 50 和 60，并且电荷泵电路 50 和 60 的输出用做偏置电源 15。

具体的是，在发射器电源 14 内部形成的一种调节器电路由电容 31、38 和 40，二极管 33、37 和 39，电阻 32，和电感 34、35 和 36 组成，并且发射器电源 14 从直流电源 V1 输出发射电压 $\pm HV1$ 。

另外，发射器电源 14 被晶体管 42、SW 电源控制 IC (SW power source control IC) 41、电阻 43 和反馈电路 44 所控制。更详细的是，发射电压 +HV1 和比较电压 V3 被输入到反馈电路 44，反馈电路 44 将发射电压 +HV1 和比较电压 V3 输入到 SW 电源控制 IC41。

另一方面，SW 电源控制 IC41 通过对晶体管 42 的开关控制来控制调节器电路的操作。通过控制晶体管 42 使得从反馈电路 44 输入的发射电压 +HV1 是比较电压 V3 的常数倍，并且发射电压 $\pm HV1$ 能够被控制到期望值。从而，通过启动对发射电压值的控制，有可能把从超声波传感器发射的超声波信号输出调节到最佳值。

电荷泵电路 50 由电容 51 和 54 以及二极管 52 和 53 构成。电荷泵电路 50 被连接到调节器电路和晶体管 42 之间的点 A，并被调节器电路驱动而输出一个高于发射电压 +HV1 的电压作为正偏压 +HV2。

同样的，电荷泵电路 60 由电容 61 和 64 以及二极管 62 和 63 构成。电荷泵电路 60 被连接到调节器电路和晶体管 42 之间的点 A，并被调节器电路驱动而输出一个低于发射电压 -HV1 的电压作为负偏压 -HV2。

这样，通过将电荷泵电路 50 和 60 添加到发射器电源 14 上，并通过发射器电源 14 内的调节器驱动电荷泵电路 50 和 60，能够实现偏压+HV2 高于发射电压+HV1 并且偏压-HV2 低于发射电压-HV1。

理想的是，偏压+HV2 比发射电压+HV1 高 10 - 20V，并且偏压-HV2 比发射电压-HV1 低 10 - 20V。因此，如果所需的偏压不能通过用于发射电压 \pm HV1 的一级电荷泵电路获得，那么可以采用电荷泵电路 50 或 60 与另外的电荷泵电路相连接的多级结构。

图 4 示出了一种其中电荷泵电路与另外的电荷泵电路相连接的多级电源部分 13 的电路结构。在图 4 所示的电源部分中，电荷泵电路 50 与另一个电荷泵电路 55 相连接，并且电荷泵电路 60 与另一个电荷泵电路 65 相连接。

特别地，电荷泵电路 55 由电容 56 以及二极管 57 和 58 组成，并输出一个比偏压+HV2 更高的电压作为正偏压+HV3。电荷泵电路 65 由电容器 66 以及二极管 67 和 68 组成，并输出一个比偏压-HV2 更低的电压作为负偏压-HV3。

这样，通过使用一个电荷泵电路与另一个电荷泵电路相连接的多级电荷泵，正偏压能够增高到期望值并且负偏压能够降低到期望值。

虽然图 4 中所示的电荷泵具有两级结构，但是，如果需要可以附加另外的电荷泵电路。另外，在图 4 中，通过电荷泵电路 50 和 60 输出的偏压 \pm HV2 和通过电荷泵电路 55 和 65 输出的偏压 \pm HV3 是相互独立的输出的。

因此，在图 4 所示的电源电路中，根据需要的电压，可以采用 \pm HV2 和 \pm HV3 中的任意一个作为偏压。偏压的选择能够通过任何开关装置比如开关实现。另外，如果 \pm HV3 被恒定地用做偏压，那么就不需要用于 \pm HV2 的开关装置和输出端子了。

虽然在图 3 所示的电源电路中，电荷泵电路 50 和 60 被连接到调节器和晶体管之间的点 A，但是，电荷泵的连接位置并不局限于点 A。

图 5 示出了一种电源电路的变型。在图 5 中，电荷泵电路 50 被连接到发射器电源 14 内的电感 35 和二极管 37 之间的点 B。电荷泵电路 60 被连接到发射器电源 14 内的电感 36 和二极管 39 之间的点 C。

当电荷泵电路 50 被连接到点 B，其输出+HV2 与发射电压+HV1 相比仍然足够高。类似地，当电荷泵电路 60 被连接到点 C，其输出-HV2

与发射电压-HV1 相比足够低。因此，考虑到电路整体结构及类似的因素，电荷泵电路 50 和 60 所连接到的点可以被自由设计。

下一步，将描述发射器电源 14 的输出。由发射器电源 14 输出的发射电压 $\pm HV1$ 被施加给用于发射超声波信号的超声波传感器，因此，从发射电压 $\pm HV1$ 中消除噪声就很重要。为了从发射电压 $\pm HV1$ 中消除噪声，就需要一个压降电路或滤波器电路。

图 6 示出了一种用于消除发射器电源 14 的噪声的实例电路。图 6 (a) 是一种采用压降电路作为噪声消除电路的电路结构。如图所示，压降电路 70 由晶体管 71 和反馈电路 72 组成。反馈电路 72 通过参考电压 V4 实施对晶体管 71 的开关控制，并且电压+HV1 的值被降低一个预定的量来输出电压+HV1a。一个类似的压降电路被连接到电压-HV1，并且电压-HV1 的值被提高一个预定的量来输出电压-HV1a。

通过向发射/接收波束形成器 17 施加电压+HV1a 和-HV1a，实现了电源的噪声与施加电压 $\pm HV1$ 相比要低。优选的是，电压+HV1 和+HV1a 之间的电压差大约为 3V。

图 6 (b) 是一种采用滤波器电路作为噪声消除电路的电路结构。如图所示，滤波器电路 75 由电感 76 和电容器 77 组成。滤波器电路 75 输出一个通过从电压+HV1 中消除预定频率的噪声而获得的电压+HV1b。一个类似的滤波器电路被连接到电压-HV1，并输出一个通过从电压-HV1 中消除预定频率的噪声而获得的电压-HV1b。

通过向发射/接收波束形成器 17 施加电压+HV1b 和-HV1b，实现了电源的噪声与施加电压 $\pm HV1$ 相比要低。被滤波器电路消除的噪声的频率由电感 76 和电容器 77 所决定。

如上所述，在根据本实施例的超声诊断装置中，电荷泵电路被连接到用于发射/接收波束形成器 17 的发射器电源，并且电荷泵电路的输出被用做模拟开关的偏置电源，因此，电源部分的尺寸减小了且功率消耗降低了。

另外，因为用于产生正偏压的电荷泵电路和用于产生负偏压的电荷泵电路可以分别用两个电容器和两个二极管组成，所以电源部分可以由简单结构构成，并且成本低。虽然，可以单独提供用于电荷泵的驱动电路，但是，也可以使用在发射器电源内的开关驱动电路的输出。而且，通过使用多级电荷泵结构或改变电荷泵和发射器电源之间

的连接点，能够实现高度自由设计的电路。

另外，因为这种结构的功率消耗低从而减小了电源部分产生的热量，因此，无须大的冷却装置。虽然如果从电源部分产生的热量大，就需要比如强制空气冷却的冷却装置，但是这种冷却装置是不需要的，从而，超声诊断装置的尺寸被进一步减小。

电源部分本身的尺寸减小和功率消耗降低，以及无须冷却装置，使得超声诊断装置整体尺寸减小并且电池工作时间变长，因此，实现了一种小型的便携式超声诊断装置。

虽然在本实施例中，在超声诊断装置 1 内部配置了模拟开关 16，但是，本发明可以不受模拟开关的位置限制而实施；例如，模拟开关可以配置在超声波探头中。

另外，本发明采用了电荷泵电路。这是因为用于电荷泵的电容器比小型变压器小且便宜。但是，本发明的基本功效是通过使用小型变压器从发射器电源构造偏置电源而获得的。

可以构造许多相差很远的发明实施例而不偏离本发明的精神和范围。应该理解的是，除去所附权利要求的限定外，本发明并不局限于说明书中所描述的特定实施例。

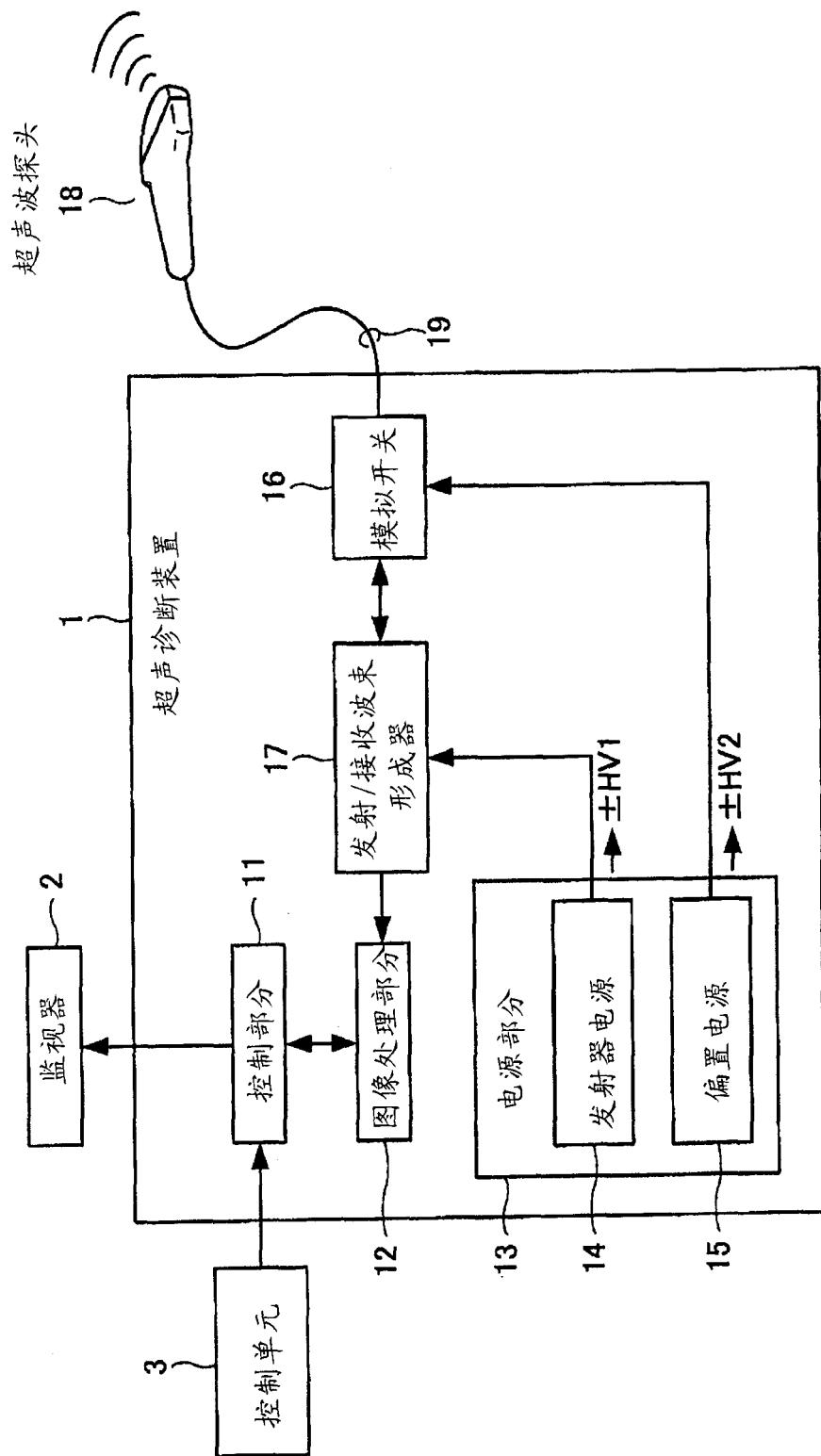


图 1

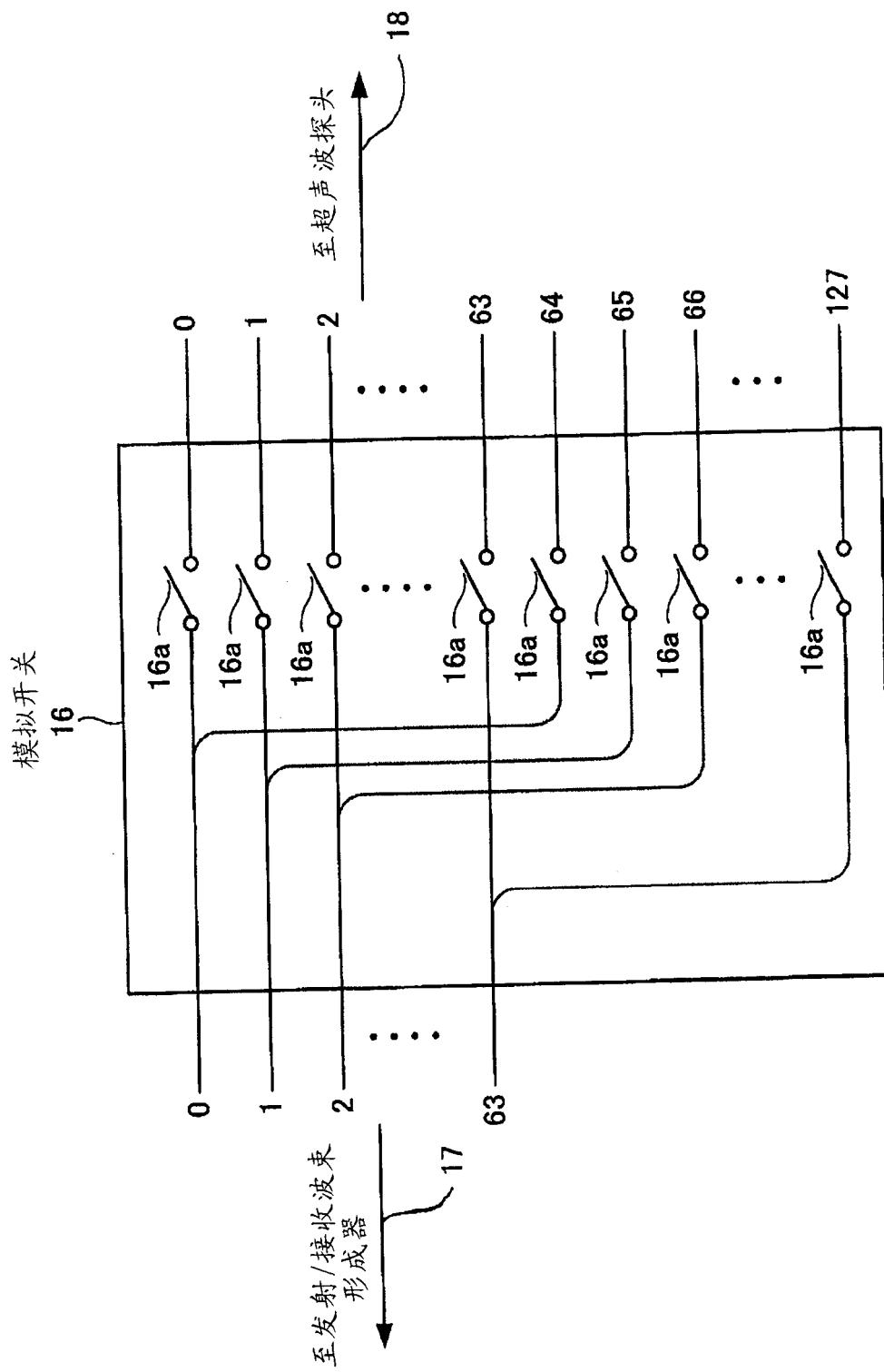


图 2

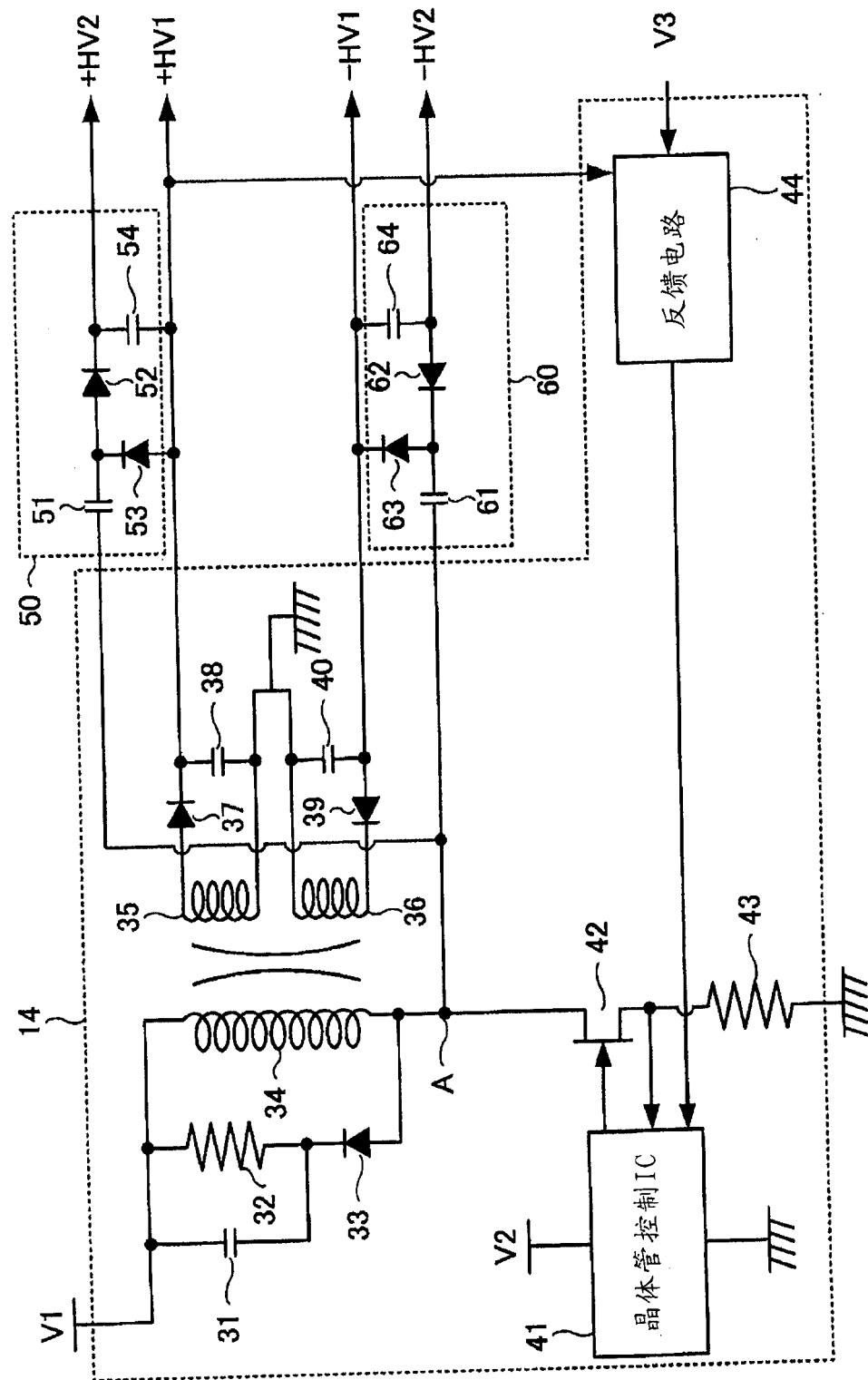


图 3

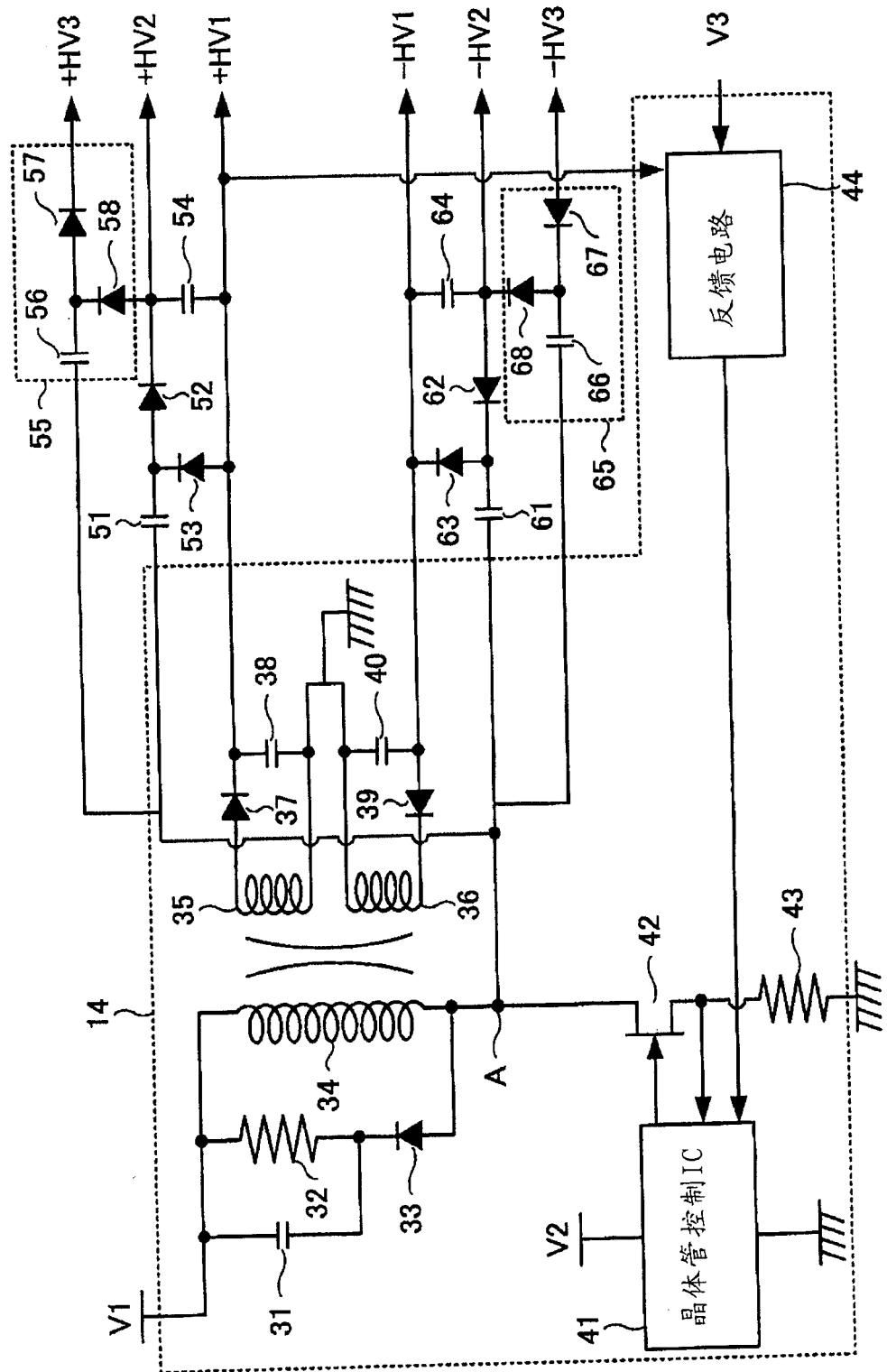


图 4

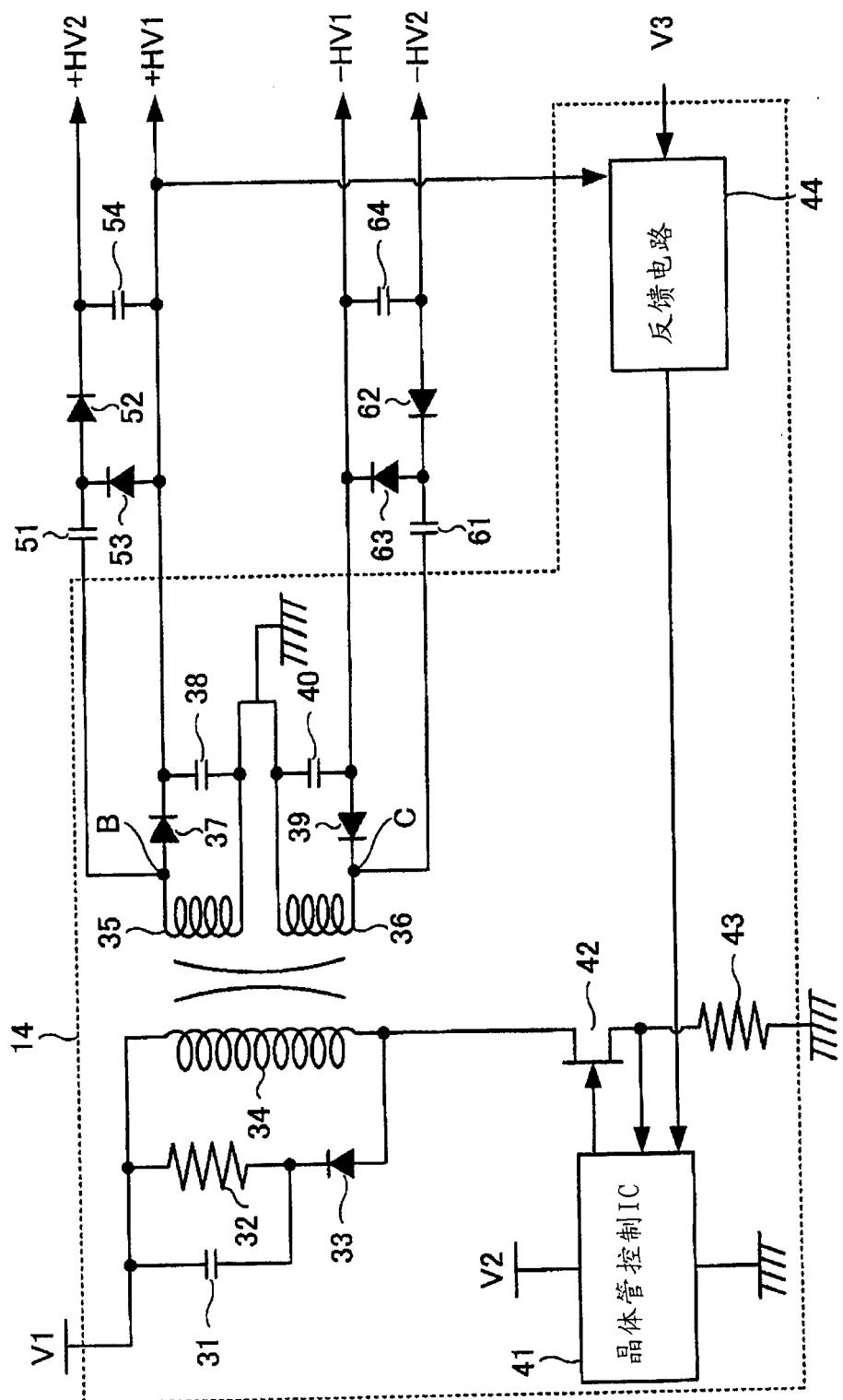


图 5

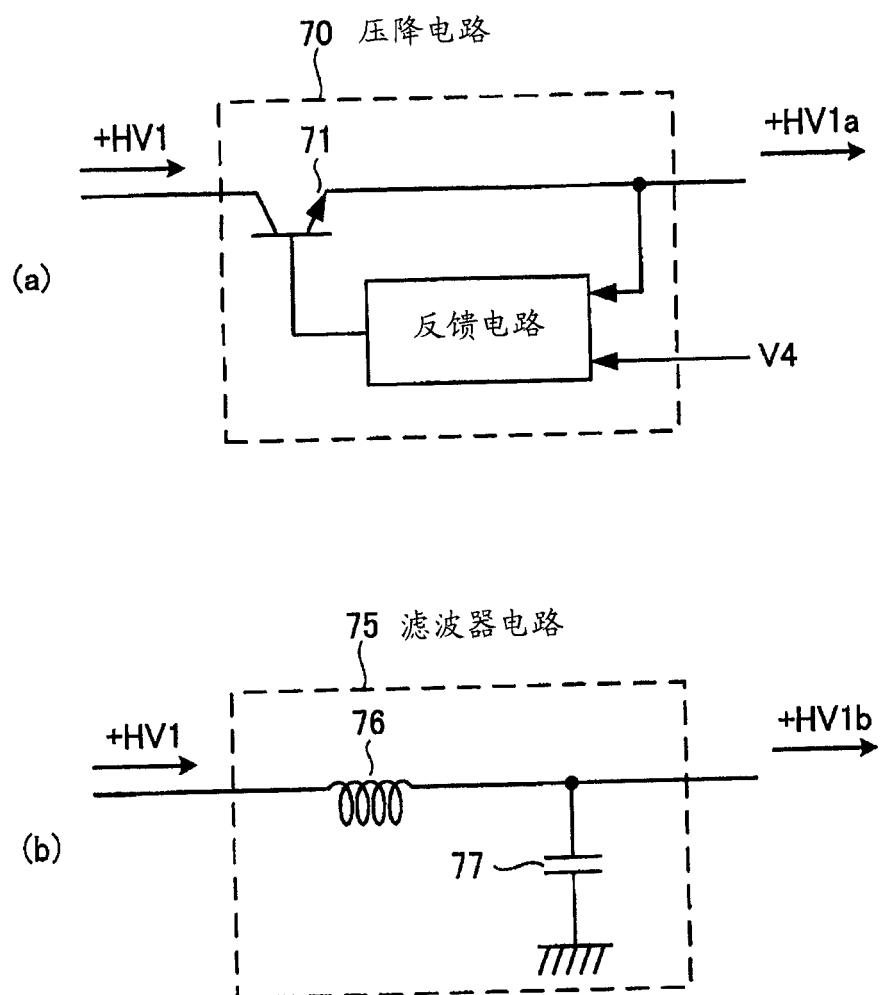


图 6

专利名称(译)	超声诊断装置		
公开(公告)号	CN1298288C	公开(公告)日	2007-02-07
申请号	CN200410003810.9	申请日	2004-02-06
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	雨宫慎一		
发明人	雨宫慎一		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00 B06B1/02 G01S7/524		
CPC分类号	B06B2201/76 G01S7/52019 B06B1/0215 A61B8/44		
代理人(译)	傅康		
优先权	2003029405 2003-02-06 JP		
其他公开文献	CN1518958A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为了达到减小在超声诊断装置内的电源的尺寸和功率消耗的目的，电荷泵电路50和60被连接到发射器电源14。位于发射器电源14内的调节器驱动电荷泵电路50产生正偏压+HV2，该正偏压+HV2高于由发射器电源14产生的正电压+HV1。位于发射器电源14内的调节器还驱动电荷泵电路60产生负偏压-HV2，该负偏压-HV2低于由发射器电源14产生的负电压-HV1。

