



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110101413 A
(43)申请公布日 2019.08.09

(21)申请号 201910463513.9
(22)申请日 2019.05.30
(71)申请人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司
地址 518057 广东省深圳市南山区粤海街道麻岭社区高新中区科技中2路1号深圳软件园(2期)12栋201、202
(72)发明人 程化一 慈旭光 刘才军
(74)专利代理机构 深圳市深佳知识产权代理事务所(普通合伙) 44285
代理人 王仲凯
(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)
A61B 8/12(2006.01)

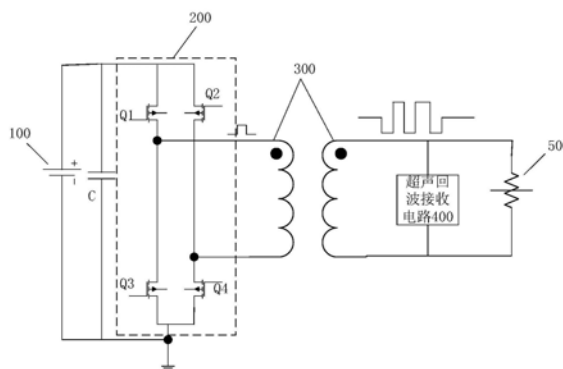
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种超声单阵元高频电脉冲产生电路和成像系统

(57)摘要

本发明提供一种超声单阵元高频电脉冲产生电路和成像系统,电路包括:直流电源,用于提供直流电源;逆变电路,逆变电路的输入端与直流电源相连,用于将直流电源提供的直流电信号转换为脉冲信号;隔离变压器,隔离变压器的初级线圈的第一端与逆变电路的第一输出端相连,初级线圈的第二端与逆变电路的第二输出端相连,隔离变压器的次级线圈的第一端和第二端作为超声单阵元高频电脉冲产生电路的输出端,隔离变压器的次级线圈的第二端浮地或通过安规电容接地,所述初级线圈的匝数小于所述次级线圈的匝数,降低了超声单阵元高频电脉冲产生电路对后级电路的电磁骚扰。



1. 一种超声单阵元高频电脉冲产生电路,其特征在于,包括:
直流电源,用于提供直流电源;
逆变电路,所述逆变电路的输入端与所述直流电源相连,用于将所述直流电源提供的直流电信号转换为脉冲信号;
隔离变压器,所述隔离变压器的初级线圈的第一端与所述逆变电路的第一输出端相连,所述初级线圈的第二端与所述逆变电路的第二输出端相连,所述隔离变压器的次级线圈的第一端和第二端作为所述超声单阵元高频电脉冲产生电路的输出端,所述隔离变压器的次级线圈的第二端浮地或通过安规电容接地,所述初级线圈的匝数小于所述次级线圈的匝数。
2. 根据权利要求1所述的超声单阵元高频电脉冲产生电路,其特征在于,所述初级线圈的匝数与所述次级线圈的匝数之比为1:N,所述N大于1。
3. 根据权利要求1所述的超声单阵元高频电脉冲产生电路,其特征在于,还包括:
储能电容,所述储能电容与所述直流电源并联。
4. 根据权利要求1所述的超声单阵元高频电脉冲产生电路,其特征在于,所述初级线圈和/或次级线圈的线圈的数量可调。
5. 根据权利要求1所述的超声单阵元高频电脉冲产生电路,其特征在于,所述逆变电路为全桥驱动电路、半桥驱动电路或推挽电路。
6. 根据权利要求5所述的超声单阵元高频电脉冲产生电路,其特征在于,所述逆变电路包括:
第一开关管,所述第一开关管的第一端与所述直流电源的正极相连;
第二开关管,所述第二开关管的第一端与所述直流电源的正极相连;
第三开关管,所述第三开关管的第一端与所述第一开关管的第二端相连,所述第三开关管的第二端与所述直流电源的负极相连;
第四开关管,所述第四开关管的第一端与所述第二开关管的第二端相连,所述第四开关管的第二端与所述直流电源的负极相连;
控制器,所述控制器的输出端与所述第一开关管、第二开关管、第三开关管和第四开关管的控制端相连,依据设定频率控制所述第一开关管、第二开关管、第三开关管和第四开关管的导通状态。
7. 根据权利要求6所述的超声单阵元高频电脉冲产生电路,其特征在于,所述第一开关管和第三开关管的公共端作为所述逆变电路的第一输出端,所述第二开关管和第四开关管的公共端作为所述逆变电路的第二输出端。
8. 根据权利要求1所述的超声单阵元高频电脉冲产生电路,其特征在于,
所述直流电源为常规的额定输入电压,所述直流电源的额定输入电压为DC12V、DC24V、DC15V、DC36V,或DC19V;
所述初级线圈与所述次级线圈的匝数比满足条件:使所述隔离变压器的输出脉冲幅值为预设值。
9. 一种成像系统,其特征在于,包括:权利要求1-8任意一项所述的超声单阵元高频电脉冲产生电路,还包括:
超声回波接收电路,所述超声回波接收电路与所述隔离变压器的次级线圈并联;

换能器,所述换能器与所述隔离变压器的次级线圈并联。

10. 根据权利要求9所述的成像系统,其特征在于,所述成像系统为超声内窥成像系统或血管超声成像系统。

11. 根据权利要求9所述的成像系统,其特征在于,所述换能器为单阵元换能器。

一种超声单阵元高频电脉冲产生电路和成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及电子电路技术领域,具体涉及一种超声单阵元高频电脉冲产生电路和成像系统。

背景技术

[0002] 当高压发射电路产生的高频电脉冲加于探头时,激励源压电晶片(阵元)发生高频振荡,产生超声波,通过所述产生超声波去扫描人体或其他物理。相反,当超声波回波传至探头而使内部晶片发生高频振动时,晶片便产生高频电信号,并将所述高频电信号送入回波接收电路。

[0003] 超声内窥成像系统是将微型超声探头(单阵元),通过电子内窥镜的活检通道伸入到体腔或血管中,接近目标器官,由电机驱动单阵元超声探头做360度旋转,对人体内腔或血管断层扫描成像。

[0004] 发射电路,是超声系统必不可少的一部分,主要用来产生高压窄脉冲信号,激励超声波换能器发射超声波。发射脉冲的幅度和宽度是两个重要的指标。通常情况下,幅度大则超声功率强,接收灵敏度高;脉宽窄,则分辨率高,盲区小。

[0005] 应用于人体的超声内窥成像系统发射电路电压,可达 $\pm 100\text{V}$ 。主要利用Boost升压技术,将低压(譬如12V)上升到正高压(如+80V),并运用磁隔离技术产生负高压;然后脉冲控制器通过专用MOS管驱动芯片,驱动高压MOS管,产生正负脉冲,激励超声波换能器发射超声波。

[0006] 但是,申请人经过研究发现,现有的技术方案存在以下几个缺点:

[0007] 1) 电磁骚扰较强:

[0008] 高压产生电路,属于开关电源BOOST范畴,有较强烈的电磁骚扰,容易干扰敏感的超声模拟前端电路,导致超声图像“底噪”过高。

[0009] 2) 电路所占空间较大,成本高,可靠性低:

[0010] 高压滤波电路,使用高压电容,100V以上的大容量高压电容(如10 μF),主要为铝电解电容,铝电解电容具有体积大、寿命低、成本高的缺点。

[0011] 同时,现有技术中的高压发射电路结构复杂,故障率也高,影响系统的可靠性。

发明内容

[0012] 有鉴于此,本发明提供一种超声单阵元高频电脉冲产生电路和成像系统,以解决现有技术中超声单阵元高频电脉冲产生电路所存在的电磁骚扰大的问题。

[0013] 为实现上述目的,本发明实施例提供如下技术方案:

[0014] 一种超声单阵元高频电脉冲产生电路,包括:

[0015] 直流电源,用于提供直流电源;

[0016] 逆变电路,所述逆变电路的输入端与所述直流电源相连,用于将所述直流电源提供的直流电信号转换为脉冲信号;

[0017] 隔离变压器,所述隔离变压器的初级线圈的第一端与所述逆变电路的第一输出端相连,所述初级线圈的第二端与所述逆变电路的第二输出端相连,所述隔离变压器的次级线圈的第一端和第二端作为所述超声单阵元高频电脉冲产生电路的输出端,所述隔离变压器的次级线圈的第二端浮地或通过安规电容接地,所述初级线圈的匝数小于所述次级线圈的匝数。

[0018] 优选的,上述超声单阵元高频电脉冲产生电路中,所述初级线圈的匝数与所述次级线圈的匝数之比为1:N,所述N大于1。

[0019] 优选的,上述超声单阵元高频电脉冲产生电路中,还包括:

[0020] 储能电容,所述储能电容与所述直流电源并联。

[0021] 优选的,上述超声单阵元高频电脉冲产生电路中,所述初级线圈和/或次级线圈的线圈的数量可调。

[0022] 优选的,上述超声单阵元高频电脉冲产生电路中,所述逆变电路为全桥驱动电路、半桥驱动电路或推挽电路。

[0023] 优选的,上述超声单阵元高频电脉冲产生电路中,所述逆变电路包括:

[0024] 第一开关管,所述第一开关管的第一端与所述直流电源的正极相连;

[0025] 第二开关管,所述第二开关管的第一端与所述直流电源的正极相连;

[0026] 第三开关管,所述第三开关管的第一端与所述第一开关管的第二端相连,所述第三开关管的第二端与所述直流电源的负极相连;

[0027] 第四开关管,所述第四开关管的第一端与所述第二开关管的第二端相连,所述第四开关管的第二端与所述直流电源的负极相连;

[0028] 控制器,所述控制器的输出端与所述第一开关管、第二开关管、第三开关管和第四开关管的控制端相连,依据设定频率控制所述第一开关管、第二开关管、第三开关管和第四开关管的导通状态。

[0029] 优选的,上述超声单阵元高频电脉冲产生电路中,所述第一开关管和第三开关管的公共端作为所述逆变电路的第一输出端,所述第二开关管和第四开关管的公共端作为所述逆变电路的第二输出端。

[0030] 优选的,上述超声单阵元高频电脉冲产生电路中,直流电源为常规的额定输入电压,所述直流电源的额定输入电压为DC12V、DC24V、DC15V、DC36V,或DC19V;

[0031] 所述初级线圈与所述次级线圈的匝数比满足条件:使所述隔离变压器的输出脉冲幅值为预设值。

[0032] 一种成像系统,包括:上述任意一项所述的超声单阵元高频电脉冲产生电路,还包括:

[0033] 超声回波接收电路,所述超声回波接收电路与所述隔离变压器的次级线圈并联;

[0034] 换能器,所述换能器与所述隔离变压器的次级线圈并联。

[0035] 优选的,上述成像系统,为超声内窥成像系统或血管超声成像系统。

[0036] 优选的,上述成像系统,所述换能器为单阵元换能器。

[0037] 基于上述技术方案,本发明实施例提供的上述超声单阵元高频电脉冲产生电路,由于采用所述隔离变压器的次级线圈作为所述超声单阵元高频电脉冲产生电路的输出端,使得超声单阵元高频电脉冲产生电路中所述隔离变压器的前级电路与隔离变压器后级电

路(例如超声回波接收电路隔离)相隔离,从而切断了共模电磁骚扰的传输路径;即避免了从电源线、信号线传导过来的高频共模电磁骚扰,流向导管或超声探头,并进而避免了在导管或超声探头上转化成差模干扰,然后与超声回波信号叠加在一起,耦合到超声信号接收端而干扰超声图像的现象,由此降低了超声单阵元高频电脉冲产生电路对后级电路的电磁骚扰,有利于提升超声图像的质量。此外,本申请提供的上述方案,通过采用变压器升压技术代替现有超声单阵元高频电脉冲产生电路中的Boost升压和磁隔离技术,使得超声单阵元高频电脉冲产生电路的电路结构更为简单,简化了超声单阵元高频电脉冲产生电路的电路结构,有利于提升电路的可靠性,而且还可减小电路所占用的体积,有利于降低成本。

附图说明

[0038] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据提供的附图获得其他的附图。

[0039] 图1为本申请实施例提供的超声单阵元高频电脉冲产生电路的结构示意图。

具体实施方式

[0040] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0041] 为了解决现有技术中存在的上述问题,防止高压产生电路干扰超声模拟前端电路,本申请公开了一种简易、低噪声的超声单阵元高频电脉冲产生电路,包括:

[0042] 直流电源100,用于提供直流电源;

[0043] 逆变电路200,所述逆变电路200的输入端与所述直流电源100相连,用于将所述直流电源100提供的直流电信号转换为脉冲信号,所述脉冲信号可以为正脉冲、负脉冲,或正/负脉冲,即可以为单独的正脉冲,单独的负脉冲或是正负交替的脉冲;

[0044] 隔离变压器300,所述隔离变压器300的初级线圈的第一端与所述逆变电路200的第一输出端相连,所述初级线圈的第二端与所述逆变电路200的第二输出端相连,所述隔离变压器300的次级线圈的第一端和第二端作为所述超声单阵元500高频电脉冲产生电路的输出端,所述隔离变压器300的次级线圈的第二端浮地或通过安规电容接地,所述初级线圈的匝数小于所述次级线圈的匝数。其中,优选的,所述初级线圈的匝数与所述次级线圈的匝数之比为1:N,所述N可以为大于1的任意一个数,其可以为大于1的整数或大于1的实数,例如其可以为2、3、4、5等,也可以为1.5、2.5、3.5、4.5、5.5等。

[0045] 当使用本申请实施例公开的超声单阵元高频电脉冲产生电路产生高频电脉冲时,采用所述隔离变压器300实现数字电路,所述直流电源100提供直流电信号,所述直流电源100提供的直流电信号经逆变电路200转换后生成脉冲信号,将所述脉冲信号发送至所述隔离变压器300的初级线圈,受流过所述初级线圈的电流的影响,所述隔离变压器300的次级线圈产生与所述脉冲信号相匹配的脉冲信号,并且,由于初级线圈的线圈数量小于所述次

级线圈的线圈数量,因此,所述次级线圈提供的脉冲信号的幅值大于所述逆变电路200输出的脉冲信号的幅值,为超声单阵元500提供了具有较高幅值的高频电脉冲信号,并且,在本方案中,由于采用所述隔离变压器300的次级线圈作为所述超声单阵元高频电脉冲产生电路的输出端,使得超声单阵元高频电脉冲产生电路中所述隔离变压器300的前级电路与隔离变压器300后级电路(例如超声回波接收电路400隔离)相隔离,从而切断了共模电磁骚扰的传输路径。即避免了从电源线、信号线传导过来的高频共模电磁骚扰,流向导管或超声探头,并进而避免了在导管或超声探头上转化成差模干扰,然后与超声回波信号叠加在一起,耦合到超声信号接收端而干扰超声图像的现象,有利于提升超声图像的质量。此外,上述方案还通过采用变压器升压技术代替现有超声单阵元高频电脉冲产生电路中的Boost升压和磁隔离技术,使得超声单阵元高频电脉冲产生电路的电路结构更为简单,简化了超声单阵元高频电脉冲产生电路的电路结构,有利于提升电路的可靠性,而且还可以减小电路所占用的体积,有利于降低成本。

[0046] 进一步的,在本申请上述实施例公开的技术方案中,为了保证所述直流电源100输出电压的稳定性,参见图1,在本申请上述实施例公开的技术方案中,还可以包括储能电容C,所述储能电容C与所述直流电源100并联,用于存储所述直流电源100输出的电能,并对所述直流电源100的输出电压进行稳压。

[0047] 进一步的,为了方便用户依据自身需求调节所述超声单阵元高频电脉冲产生电路提供的电脉冲的幅值,在本申请上述实施例公开的上述方案中,所述隔离变压器300的初级线圈和/或次级线圈为可调式线圈,即,所述初级线圈和/或次级线圈的线圈的数量可调,通过调节初级线圈和次级线圈的匝数比,以使得隔离变压器输出的脉冲信号满足后级电路的要求(例如,单阵元负载脉冲电压的要求),可以依据用户需求,调节所述初级线圈和/或次级线圈上接入的线圈匝数,通过调节所述初级线圈和/或次级线圈的线圈匝数的方式,来调节所述隔离变压器300的次级线圈输出的电脉冲。

[0048] 在本申请上述实施例公开的上述方案中,所述逆变电路200的电路类型可以依据用户需求自行选择,例如,其可以为全桥驱动电路、半桥驱动电路或推挽电路。

[0049] 当所述逆变电路200为全桥驱动电路时,所述逆变电路200可以包括:

[0050] 第一开关管Q1,所述第一开关管Q1的第一端与所述直流电源100的正极相连;

[0051] 第二开关管Q2,所述第二开关管Q2的第一端与所述直流电源100的正极相连;

[0052] 第三开关管Q3,所述第三开关管Q3的第一端与所述第一开关管Q1的第二端相连,所述第三开关管Q3的第二端与所述直流电源100的负极相连;

[0053] 第四开关管Q4,所述第四开关管Q4的第一端与所述第二开关管Q2的第二端相连,所述第四开关管Q4的第二端与所述直流电源100的负极相连,其中,需要说明的是,在电路图中,接地端并不是实际的接地线,地端只表示为低电位端,若电路应用电源负极为低电位,则接地端等同于接电源负极,即,所述第三开关管Q3的第二端与所述直流电源100的负极相连以及所述第四开关管Q4的第二端与所述直流电源100的负极相连,也可以指的是所述第三开关管Q3的第二端接地、所述第四开关管Q4的第二端接地。

[0054] 其中,所述第一开关管Q1和第三开关管Q3的公共端作为所述逆变电路200的第一输出端,所述第二开关管Q2和第四开关管Q4的公共端作为所述逆变电路200的第二输出端;

[0055] 逆变电路200还包括控制器,所述控制器的输出端与所述第一开关管Q1、第二开关

管Q2、第三开关管Q3和第四开关管Q4的控制端相连,依据设定频率控制所述第一开关管Q1、第二开关管Q2、第三开关管Q3和第四开关管Q4的导通状态,例如,所述控制器可以依据预设的电脉冲输出频率需求控制所述第一开关管Q1、第二开关管Q2、第三开关管Q3和第四开关管Q4的导通状态,假设,电脉冲输出频率需求通过预设的时钟信号来表示,在工作过程中,所述控制器获取所述时钟信号,当所述时钟信号处于第一状态时(例如,可以为高电平),通过控制第一开关管Q1和第四开关管Q4导通、控制第二开关管Q2和第三开关管Q3截止的方式,控制所述逆变电路200输出正高压脉冲信号,所述正高压脉冲信号经所述隔离变压器300放大后得到放大后的正高压脉冲信号,当所述时钟信号处于第二状态时,通过控制第一开关管Q1和第四开关管Q4截止、控制第二开关管Q2和第三开关管Q3导通的方式,控制所述逆变电路200输出负高压脉冲信号,所述负高压脉冲信号经所述隔离变压器300放大后得到放大后的负高压脉冲信号。

[0056] 在电路设计时,所述直流电源100的额定输出电压可以依据用户需求自行选择,例如,在本申请实施例公开的技术方案中,所述直流电源100的额定输入电压为常规的额定输入电压,譬如DC12V、DC24V、DC15V、DC36V,或DC19V等,考虑到现有的成像系统发射电路电压通常为 $\pm 100\text{V}$ 、 $\pm 80\text{V}$ 等,因此,所述初级线圈与所述次级线圈的匝数比满足条件:使所述隔离变压器的输出脉冲幅值为预设值。例如,直流电源100为DC12V,当成像系统发射电路电压为 $\pm 100\text{V}$ 时,可以将12:100作为所述隔离变压器300的初级线圈与次级线圈之间的匝数比,即,所述隔离变压器300所接入的初级线圈与所述次级线圈的匝数比为3:25。

[0057] 与上述超声单阵元高频电脉冲产生电路相对应,本申请还公开了一种应用所述超声单阵元高频电脉冲产生电路的成像系统,所述成像系统为超声内窥成像系统或血管超声成像系统,参见图1,所述成像系统除了包含本申请上述任意一项实施例所提供的超声单阵元高频电脉冲产生电路之外,还可以包括:超声回波接收电路400和换能器500(超声探头),所述超声回波接收电路400(即,超声波接收电路)与所述隔离变压器300的次级线圈并联,其中,所述超声回波接收电路可以为现有技术中常规的超声波接收电路;所述换能器500与所述隔离变压器300的次级线圈并联,该换能器500可以为单阵元换能器。

[0058] 当将所述超声单阵元高频电脉冲产生电路作为所述成像系统的高频电脉冲产生电路时,所述超声单阵元高频电脉冲产生电路过隔离变压器300实现上游电路和下游电路隔离,使得干扰信号无法传递至所述隔离变压器300的下游电路,提升了成像系统的抗干扰性或信噪比,提高了提高超声图像的抗干扰性;此外,通过隔离变压器300,将逆变电路输出的低压脉冲(如12V)直接升压到工作电压(100V)的方式,代替了现有超声单阵元高频电脉冲产生电路中的Boost升压和磁隔离技术,使得超声单阵元高频电脉冲产生电路的电路结构更为简单,简化了超声单阵元高频电脉冲产生电路的电路结构,有利于提升电路的可靠性,而且还可以减小电路所占用的体积,有利于降低成本。

[0059] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。对于实施例公开的装置而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。

[0060] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的

一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

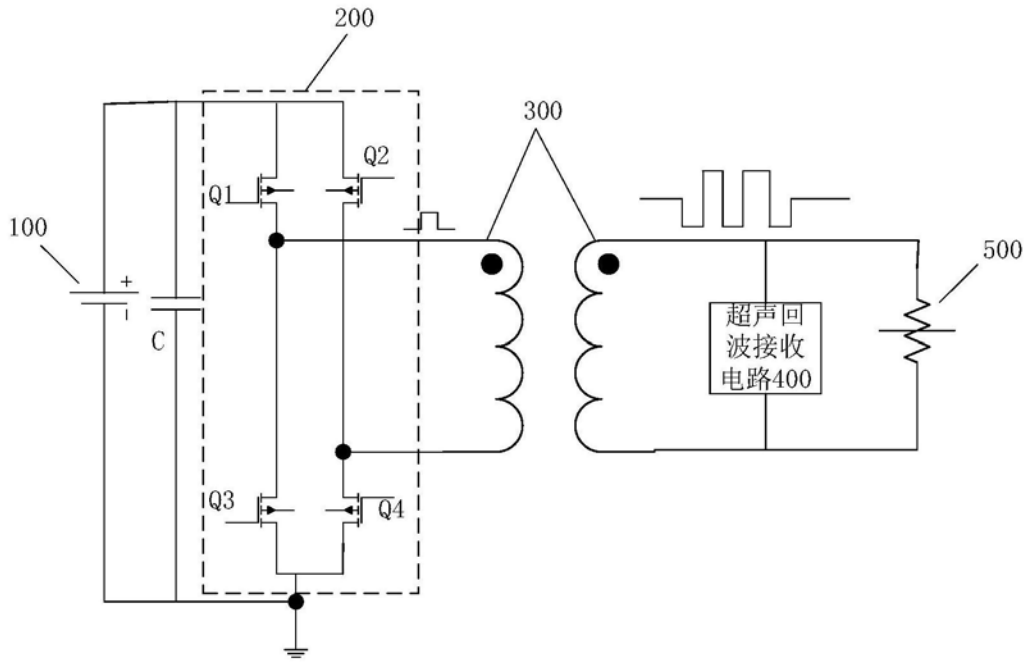


图1

专利名称(译)	一种超声单阵元高频电脉冲产生电路和成像系统		
公开(公告)号	CN110101413A	公开(公告)日	2019-08-09
申请号	CN201910463513.9	申请日	2019-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	程化一 慈旭光 刘才军		
发明人	程化一 慈旭光 刘才军		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4444 A61B8/54		
代理人(译)	王仲凯		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声单阵元高频电脉冲产生电路和成像系统，电路包括：直流电源，用于提供直流电源；逆变电路，逆变电路的输入端与直流电源相连，用于将直流电源提供的直流电信号转换为脉冲信号；隔离变压器，隔离变压器的初级线圈的第一端与逆变电路的第一输出端相连，初级线圈的第二端与逆变电路的第二输出端相连，隔离变压器的次级线圈的第一端和第二端作为超声单阵元高频电脉冲产生电路的输出端，隔离变压器的次级线圈的第二端浮地或通过安规电容接地，所述初级线圈的匝数小于所述次级线圈的匝数，降低了超声单阵元高频电脉冲产生电路对后续电路的电磁骚扰。

