



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107518916 A

(43)申请公布日 2017. 12. 29

(21)申请号 201710495810.2

(22)申请日 2017.06.26

(71)申请人 TCL医疗超声技术(无锡)有限公司
地址 214000 江苏省无锡市新吴区清源路
20号传感网大学科技园立业楼B区301
号

(72)发明人 毛建智 赵兵

(74)专利代理机构 北京中原华和知识产权代理
有限责任公司 11019

代理人 丁慧玲 寿宁

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

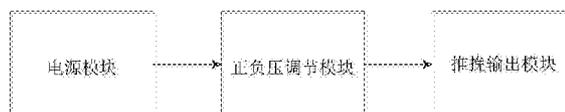
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路

(57)摘要

本发明涉及一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路,所述发射电路包括:推挽输出模块,正负压调节模块,电源模块,其中,所述推挽输出模块用于产生正负高压的激励脉冲;所述正负压调节模块用于对推挽输出模块的正负高压进行调节,使推挽输出模块产生的正负高压的激励脉冲相对称;所述电源模块用于为发射电路提供电压。本发明提高了发射电路发射电路向外传播的声波的能量,使得声波均匀,提升了回波质量。此外,本发明还通过增大推挽输出模块的NMOS晶体管、PMOS晶体管的导通充电电流,缩短NMOS晶体管、PMOS晶体管的导通时间,缩短激励脉冲,从而提高了超声图像的纵向分辨率。



1. 一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路,其特征在于:

所述发射电路包括:推挽输出模块,正负压调节模块,电源模块,其中,

所述推挽输出模块用于产生正负高压的激励脉冲;

所述正负压调节模块用于对推挽输出模块的正负高压进行调节,使推挽输出模块产生的正负高压的激励脉冲相对称;

所述电源模块用于为发射电路提供电压。

2. 根据权利要求1所述的用于医疗超声诊断的超声波发射电路,其特征在于:

所述电源模块包括第一电源单元和第二电源单元,所述第一电源单元用于提供正电源电压,所述第二电源单元用于提供负电源电压。

3. 根据权利要求2所述的用于医疗超声诊断的超声波发射电路,其特征在于:

所述推挽输出模块包括NMOS晶体管、PMOS晶体管、第一电容和第二电容,所述NMOS晶体管的栅极与第一电容相连;所述PMOS晶体管的栅极与第二电容相连;PMOS晶体管的漏极相连所述NMOS晶体管的源极和PMOS晶体管的漏极相连,且作为输出端与探头相连;所述NMOS晶体管的漏极连接第一电源单元,所述PMOS晶体管的源极连接第二电源单元。

4. 根据权利要求2所述的用于医疗超声诊断的超声波发射电路,其特征在于:

所述正负压调节模块根据发射波形正负压的幅值差异,调节第一电源单元和第二电源单元的输出电压,从而使推挽输出模块产生的正负高压的激励脉冲相对称。

5. 根据权利要求3所述的用于医疗超声诊断的超声波发射电路,其特征在于:

所述正负压调节模块包括第一调节单元和第二调节单元,所述第一调节单元设置在第一电源单元和NMOS晶体管之间,所述第一电源单元、第一调节单元和NMOS晶体管组成第一通路,所述第一调节单元用于调节所述第一通路的电阻值;所述第二调节单元设置在PMOS晶体管和第二电源单元之间,所述PMOS晶体管、第二调节单元和第二电源单元组成第二通路,所述第二调节单元用于调节第二通路的电阻值。

6. 根据权利要求5所述的用于医疗超声诊断的超声波发射电路,其特征在于:

所述第一通路电阻值等于第一调节单元的电阻值加上NMOS晶体管的导通时等效电阻值;所述第二通路电阻值等于第二调节单元的电阻值加上PMOS晶体管导通时的等效电阻值;当所述第一通路的电阻值与所述第二通路的电阻值相等时,所述推挽输出模块产生的正负高压的激励脉冲相对称。

7. 根据权利要求6所述的用于医疗超声诊断的超声波发射电路,其特征在于:

所述发射电路还包括第三调节单元和第四调节单元,所述第三调节单元一端连接在第一电源单元和第一调节单元之间,另一端连接在第一电容和NMOS晶体管的栅极之间,用于增大NMOS晶体管的导通充电电流;所述第四调节单元一端连接在第二电源单元和第二调节单元之间,另一端连接在第二电容和PMOS晶体管的栅极之间,用于增大PMOS晶体管的导通充电电流。

8. 根据权利要求7所述的用于医疗超声诊断的超声波发射电路,其特征在于:

所述第三调节单元和第四调节单元的阻值均为 $1K\Omega$ 。

9. 一种超声成像系统,包括如权利要求1-8中任意一项所述的用于医疗超声诊断的超声波发射电路。

一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗超声诊断技术领域,尤其涉及一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路。

背景技术

[0002] 人耳能够感知的声波频率范围20-20000Hz。低于20Hz的称为次声波,高于20000Hz的称为超声波。超声波是一种机械波,医用超声诊断,其原理是利用探头内部压电陶瓷的逆压电效应,将高频电脉冲激励以声波的形式发射出去。声波在器官组织中传播,传播的同时其强度被组织的声阻抗特性所调制并反射回拨,利用压电陶瓷的正压电效应,将反射回的声波转化为电信号,并将接收的回波信号解调出来,从而获取组织图像。

[0003] 压电效应是晶体处于弹性介质的一种声-电可逆特性,正压电效应,指在晶体或陶瓷的一定方向上,施加机械力使其发生形变,晶体或陶瓷的两个受力面上,产生符号相反的电荷。如附图1(a)-(c)所示

[0004] 逆压电效应,指在晶体或陶瓷表面沿着电场方向施加电压,在电场作用下引起晶体或陶瓷的几何形变。电压方向改变,陶瓷的应变方向亦随之改变,陶瓷的形变与电场电压成比例,如附图2(a)-(c)所示。

[0005] 然而,现有的用于医疗超声诊断的超声波发射电路利用压电陶瓷的正压电效应,将反射回的声波转化为电信号,所传播的声波能量小,回波性能差。

发明内容

[0006] 本发明所要解决的技术问题在于,提供一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路,通过向压电陶瓷两端施加电压,形成外加电场,压电陶瓷通过逆压电效应产生拉伸或压缩的形变振动,从而形成声波,由于压电陶瓷将电能转化为声能的效率较低,通过提高施加在陶瓷两端的电势差,进而提高发射电路向外传播的声波的能量,从而获得更好的回波性能。

[0007] 本发明提供了一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路,所述发射电路包括:推挽输出模块,正负压调节模块,电源模块,其中,

[0008] 所述推挽输出模块用于产生正负高压的激励脉冲;

[0009] 所述正负压调节模块用于对推挽输出模块的正负高压进行调节,使推挽输出模块产生的正负高压的激励脉冲相对称;

[0010] 所述电源模块用于为发射电路提供电压。

[0011] 进一步的,所述电源模块包括第一电源单元和第二电源单元,所述第一电源单元用于提供正电源电压,所述第二电源单元用于提供负电源电压。

[0012] 进一步的,所述推挽输出模块包括NMOS晶体管、PMOS晶体管、第一电容和第二电容,所述NMOS晶体管的栅极与第一电容相连;所述PMOS晶体管的栅极与第二电容相连;PMOS晶体管的漏极相连所述NMOS晶体管的源极和PMOS晶体管的漏极相连,且作为输出端与探头

相连;所述NMOS晶体管的漏极连接第一电源单元,所述PMOS晶体管的源极连接第二电源单元。

[0013] 进一步的,所述正负压调节模块根据发射波形正负压的幅值差异,调节第一电源单元和第二电源单元的输出电压,从而使推挽输出模块产生的正负高压的激励脉冲相对称。

[0014] 进一步的,所述所述正负压调节模块包括第一调节单元和第二调节单元,所述第一调节单元设置在第一电源单元和NMOS晶体管之间,所述第一电源单元、第一调节单元和NMOS晶体管组成第一通路,所述一调节单元用于调节所述第一通路的电阻值;所述第二调节单元设置在PMOS晶体管和第二电源单元之间,所述PMOS晶体管、第二调节单元和第二电源单元组成第二通路,所述第二调节单元用于调节第二通路的电阻值。

[0015] 进一步的,所述第一通路电阻值等于第一调节单元的电阻值加上NMOS晶体管的导通时等效电阻值;所述第二通路电阻值等于第二调节单元的电阻值加上PMOS晶体管导通时的等效电阻值;当所述第一通路的电阻值与所述第二通路的电阻值相等时,所述推挽输出模块产生的正负高压的激励脉冲相对称。

[0016] 进一步的,所述发射电路还包括第三调节单元和第四调节单元,所述第三调节单元一端连接在第一电源单元和第一调节单元之间,另一端连接在第一电容和NMOS晶体管的栅极之间,用于增大NMOS晶体管的导通充电电流;所述第四调节单元一端连接在第二电源单元和第二调节单元之间,另一端连接在第二电容和PMOS晶体管的栅极之间,用于增大PMOS晶体管的导通充电电流。

[0017] 进一步的,所述第三调节单元和第四调节单元的阻值均为 $1\text{K}\Omega$ 。

[0018] 本发明还提供一种超声成像系统,包括所述发射电路。

[0019] 本发明与现有技术相比具有明显的优点和有益效果。借由上述技术方案,本发明一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路可达到相当的技术进步性及实用性,并具有产业上的广泛利用价值,其至少具有下列优点:

[0020] 本发明通过向压电陶瓷两端施加电压,形成外加电场,压电陶瓷通过逆压电效应产生拉伸或压缩的形变振动,从而形成声波。由于压电陶瓷将电能转化为声能的效率较低,通过提高施加在陶瓷两端的电势差,进而提高发射电路向外传播的声波的能量,使得声波均匀,回波质量好,从而获得更好的回波性能。此外,本发明还通过第三调节单元和第四调节单元,来增大NMOS晶体管、PMOS晶体管的导通充电电流,缩短NMOS晶体管、PMOS晶体管的导通时间,使得激励的脉冲尽可能短,从而提高超声图像的纵向分辨率。

[0021] 上述说明仅是本发明技术方案的概述,为了能够更清楚了解本发明的技术手段,而可依照说明书的内容予以实施,并且为了让本发明的上述和其他目的、特征和优点能够更明显易懂,以下特举较佳实施例,并配合附图,详细说明如下。

附图说明

[0022] 图1(a)为未施加压力时晶体状态示意图;

[0023] 图1(b)为正压电效应施加拉伸外力时晶体状态示意图;

[0024] 图1(c)为正压电效应施加压缩外力时晶体状态示意图;

[0025] 图2(a)为未施加电场时晶体状态示意图;

- [0026] 图2(b)为外加正向电场时晶体状态示意图；
- [0027] 图2(c)为外加反向电场时晶体状态示意图；
- [0028] 图3为本发明医疗超声诊断的超声波发射电路示意图；
- [0029] 图4为本发明实施例集成IC发射器件示意图；
- [0030] 图5(a)为本发明实施例NMOS晶体管Q1导通示意图；
- [0031] 图5(b)为本发明实施例PMOS晶体管Q2导通示意图；
- [0032] 图6为本发明一实施例对应的发射电路示意图；
- [0033] 图7为MOSFET器件栅极和漏极之间寄生电容示意图；
- [0034] 图8为本发明又一实施例对应的发射电路示意图。

具体实施方式

[0035] 为更进一步阐述本发明为达成预定发明目的所采取的技术手段及功效,以下结合附图及较佳实施例,对依据本发明提出的一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路的具体实施方式及其功效,详细说明如后。

[0036] 本发明提供一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路,通过向压电陶瓷两端施加电压,形成外加电场,压电陶瓷通过逆压电效应产生拉伸或压缩的形变振动,从而形成声波,由于压电陶瓷将电能转化为声能的效率较低,通过提高施加在陶瓷两端的电势差,进而提高发射电路向外传播的声波的能量,从而获得更好的回波性能。且如果激励脉冲足够短,还可以进一步提高图像的纵向分辨率。

[0037] 本发明采用金属-氧化物半导体场效应晶体管(MOSFET)产生激励脉冲,金属-氧化物半导体场效应晶体管简称金氧半场效晶体管(Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor, MOSFET)是一种可以广泛使用在模拟电路与数字电路的场效晶体管(field-effect transistor)。MOSFET依照其“通道”(工作载流子)的极性不同,可分为“N型”与“P型”的两种类型,通常又称为NMOSFET与PMOSFET,简称NMOS晶体管、PMOS晶体管。本发明由NMOS晶体管和PMOS晶体管组成推挽输出,通过控制MOSFET的开通与关断,产生正负高压的激励脉冲。所述推挽输出是指在功率放大器电路中大量采用推挽放大器电路,这种电路中用两只三极管构成一级放大器电路,两只三极管分别放大输入信号的正半周和负半周,即用一只三极管放大信号的正半周,用另一只三极管放大信号的负半周,两只三极管输出的半周信号在放大器负载上合并后得到一个完整周期的输出信号。

[0038] 具体的,本发明实施例提供了一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路,如附图3所示,所述发射电路包括:推挽输出模块,正负压调节模块,电源模块,其中,

[0039] 所述推挽输出模块用于产生正负高压的激励脉冲,所述高压的激励脉冲,是指90V以上的的激励脉冲;

[0040] 所述正负压调节模块用于对推挽输出模块的正负高压进行调节,使推挽输出模块产生的正负高压的激励脉冲相对称;

[0041] 所述电源模块用于为发射电路提供电压。

[0042] 所述电源模块包括第一电源单元和第二电源单元,所述第一电源单元用于提供正电源电压,所述第二电源单元用于提供负电源电压。

[0043] 本实施例中,如附图4所示,第一电源单元为电源VCC,取值为90V,第二电源单元为

VEE,取值为-90V。所述推挽输出模块包括NMOS晶体管Q1、PMOS晶体管Q2、第一电容C1和第二电容C2,所述NMOS晶体管Q1的栅极与第一电容C1相连;所述PMOS Q2晶体管的栅极与第二电容C2相连;PMOS晶体管Q2的漏极相连所述NMOS晶体管Q1的源极和PMOS晶体管Q2的漏极相连,且作为输出端与探头相连;所述NMOS晶体管Q1的漏极连接第一电源单元VCC,所述PMOS晶体管Q2的源极连接第二电源单元VEE。现有的器件厂商通常将NMOS晶体管Q1和PMOS晶体管Q2封装在集成电路IC中。本实施例中,NMOS晶体管Q1采用的是2N6760晶体管,PMOS晶体管Q2采用的是IRF9130晶体管,所述第一电容C1和第二电容C2优选为470nF。需要声明的是,本发明实施例中所有具体的数值仅为实施例中所用,本发明各组成器件的取值,以及型号选择并不限于此。

[0044] 如附图5(a)所示,当NMOS晶体管Q1导通,PMOS晶体管Q2不导通时,电流通过NMOS晶体管Q1从电源VCC流向探头端,NMOS晶体管Q1的导通电阻等效为电阻R1。如附图5(b)所示,当NMOS晶体管Q1不导通,PMOS晶体管Q2导通时,电流通过PMOS晶体管Q2从负电源VEE流向探头端,PMOS晶体管Q2导通电阻等效为电阻R2。

[0045] 由于NMOS晶体管Q1和PMOS晶体管Q2组成推挽输出,因此NMOS晶体管Q1和PMOS晶体管Q2导通时的等效电阻R1和R2不相等,这样会导致发射电路输出的激励脉冲正负高压不对称,造成声波不均匀,回波质量不好,因此需要所述正负压调节模块用于对推挽输出模块的正负高压进行调节,使推挽输出模块产生的正负高压的激励脉冲相对称。

[0046] 所述正负压调节模块的调节方式可通过以下几个具体实施例进行说明:

[0047] 实施例一

[0048] 所述正负压调节模块根据测量的发射波形正负压的幅值差异,在电源端,调节第一电源单元VCC和第二电源单元VEE的输出电压,从而使推挽输出模块产生的正负高压的激励脉冲相对称。

[0049] 实施例二

[0050] 通过在每个通道的正负高压电源上串接电阻来解决正负电压不一致的问题。通过调节串接在高压电源上的电阻,使得每个通道最终的激励脉冲正负高压都是对称且一致。

[0051] 具体的,如附图6所示,所述正负压调节模块包括第一调节单元和第二调节单元,所述第一调节单元对应附图6中电阻R3,所述第二调节单元对应附图6中电阻R4。所述第一调节单元R3设置在第一电源单元和NMOS晶体管Q1之间,所述第一电源单元VCC、第一调节单元R3和NMOS晶体管Q1组成第一通路,所述第一调节单元R3用于调节所述第一通路的电阻值;所述第二调节单元R4设置在PMOS晶体管Q2和第二电源单元VEE之间,所述PMOS晶体管Q2、第二调节单元R4和第二电源单元VEE组成第二通路,所述第二调节单元用于调节第二通路的电阻值,电阻R3和R4配合NMOS晶体管Q1和PMOS晶体管Q2的导通等效电阻R1和R2对激励的正负脉冲电压进行调节,电阻R3和R4的阻值根据等效电阻R1和R2的阻值进行选择。

[0052] 所述第一通路电阻值等于第一调节单元的电阻值R3加上NMOS晶体管Q1的导通时等效电阻值R1;所述第二通路电阻值等于第二调节单元的电阻值R4加上PMOS晶体管Q2导通时的等效电阻值R2;当所述第一通路的电阻值与所述第二通路的电阻值相等时,所述推挽输出模块产生的正负高压的激励脉冲相对称。

[0053] 本发明实施例,通过向压电陶瓷两端施加电压,形成外加电场,压电陶瓷通过逆压电效应产生拉伸或压缩的形变振动,从而形成声波。由于压电陶瓷将电能转化为声能的效

率较低,通过提高施加在陶瓷两端的电势差,进而提高发射电路向外传播的声波的能量,使得声波均匀,回波质量好,从而获得更好的回波性能。

[0054] 实施例三、

[0055] 激励的脉冲越短,超声图像的纵向分辨率越高,但是NMOS晶体管Q1和PMOS晶体管Q2是封装在IC内的,无法修改,而MOSFET器件本身在栅极和源极之间,栅极和漏极之间存在寄生电容,分别为栅极电容(Ciss和漏极电容Crss,如附图7所示,如果MOSFET导通,首先需要对栅极电容Crss进行充电,如果在漏极和栅极之间添加电阻,在控制信号的电流流入栅极时,由于漏极和栅极之间的电阻会增大充电电流,可缩短MOSFET的导通时间,进而使得缩短激励脉冲。

[0056] 基于上述分析,本实施例进一步在发射电路中设置第三调节单元和第四调节单元,如附图8所示,所述第三调节单元对应附图8中的R5,第三调节单元R5一端连接在第一电源单元VCC和第一调节单元R3之间,另一端连接在第一电容C1和NMOS晶体管Q1的栅极之间,用于增大NMOS晶体Q1管的导通充电电流;所述第四调节电源对应附图8中R4,第四调节电源R4一端连接在第二电源单元VEE和第二调节单元R4之间,另一端连接在第二电容C2和PMOS晶体管Q2的栅极之间,用于增大PMOS晶体管Q2的导通充电电流。优选的,所述第三调节单元R5和第四调节单元R6的阻值均为1K Ω ,可以使激励探头的激励脉冲,正负电压一致性较好,且缩短了MOSFET的导通关断时间,使得发射的声波均匀,提升回波质量。

[0057] 本发明还提供一种超声成像系统,包括本发明所述发射电路。

[0058] 本发明实施例通过设置第三调节单元R5和第四调节单元R6,来增大NMOS晶体管、PMOS晶体管的导通充电电流,缩短NMOS晶体管、PMOS晶体管的导通时间,使得激励的脉冲尽可能短,从而提高超声图像的纵向分辨率。

[0059] 以上所述,仅是本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,虽然本发明已以较佳实施例揭露如上,然而并非用以限定本发明,任何熟悉本专业的技术人员,在不脱离本发明技术方案范围内,当可利用上述揭示的技术内容作出些许更动或修饰为等同变化的等效实施例,但凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所作的任何简单修改、等同变化与修饰,均仍属于本发明技术方案的范围。

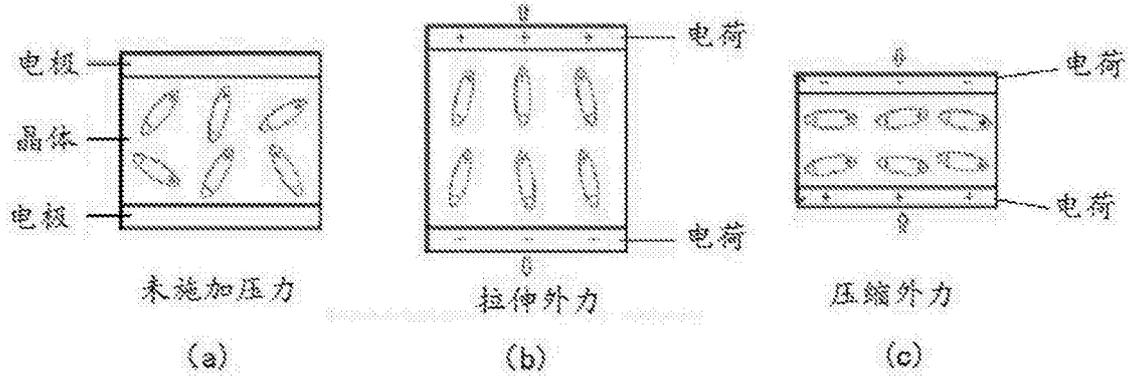


图1

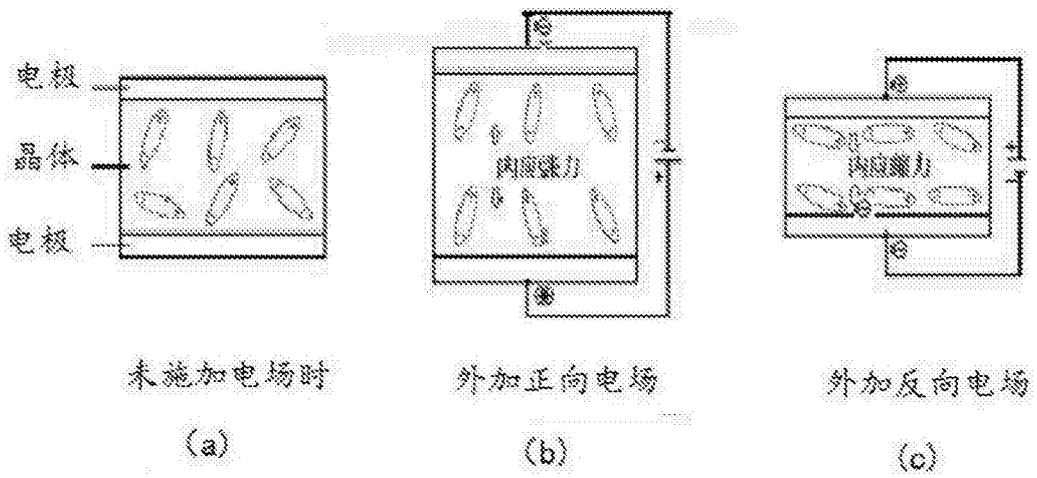


图2

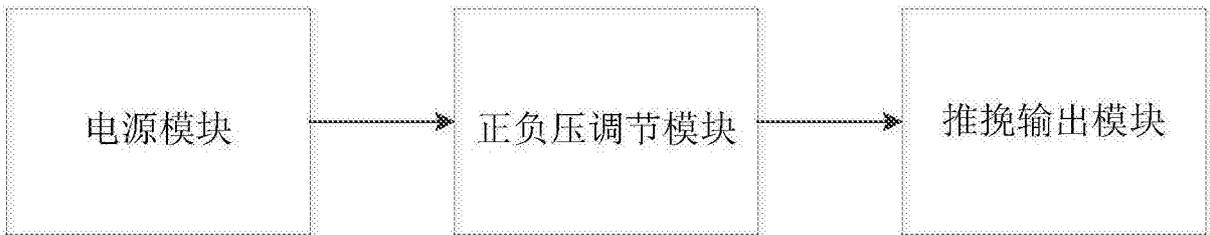


图3

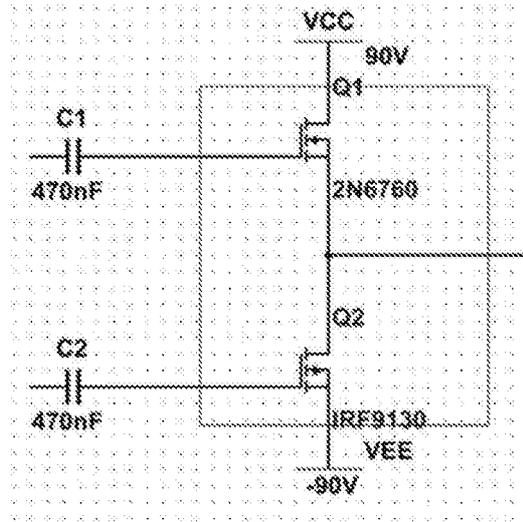


图4

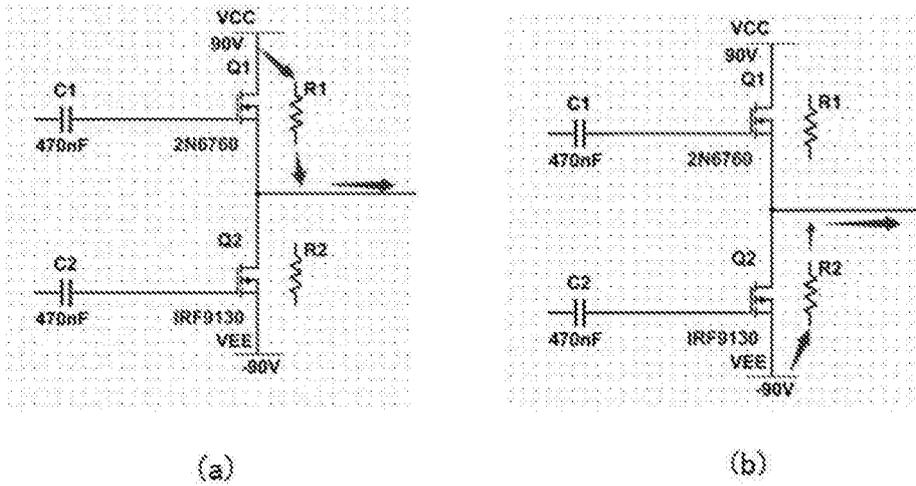


图5

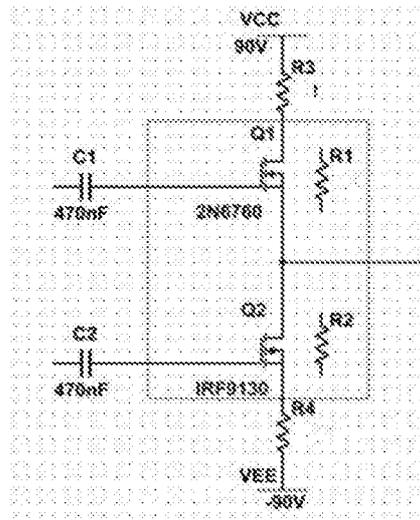


图6

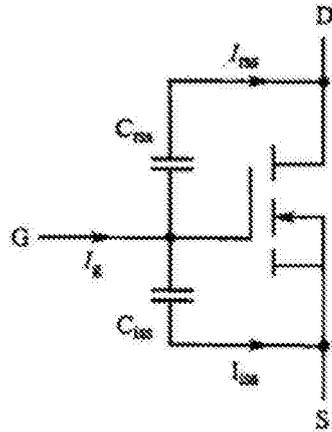


图7

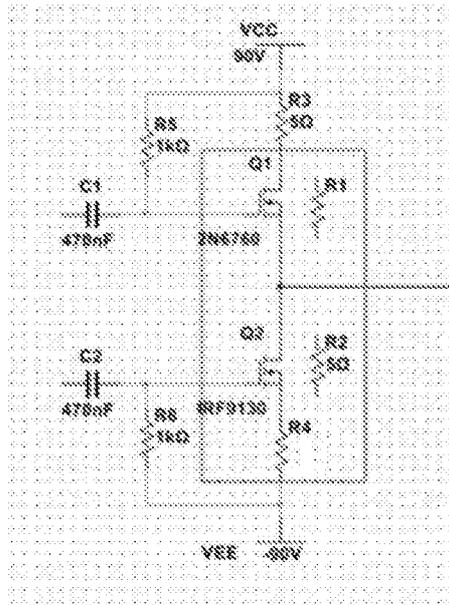


图8

专利名称(译)	一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路		
公开(公告)号	CN107518916A	公开(公告)日	2017-12-29
申请号	CN2017110495810.2	申请日	2017-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	TCL医疗超声技术(无锡)有限公司		
申请(专利权)人(译)	TCL医疗超声技术(无锡)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	TCL医疗超声技术(无锡)有限公司		
[标]发明人	毛建智 赵兵		
发明人	毛建智 赵兵		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4444		
代理人(译)	丁慧玲 寿宁		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于医疗超声诊断的超声波发射电路，所述发射电路包括：推挽输出模块，正负压调节模块，电源模块，其中，所述推挽输出模块用于产生正负高压的激励脉冲；所述正负压调节模块用于对推挽输出模块的正负高压进行调节，使推挽输出模块产生的正负高压的激励脉冲相对称；所述电源模块用于为发射电路提供电压。本发明提高了发射电路发射电路向外传播的声波的能量，使得声波均匀，提升了回波质量。此外，本发明还通过增大推挽输出模块的NMOS晶体管、PMOS晶体管的导通充电电流，缩短NMOS晶体管、PMOS晶体管的导通时间，缩短激励脉冲，从而提高了超声图像的纵向分辨率。

