



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 203675095 U

(45) 授权公告日 2014.06.25

(21) 申请号 201420042322.8

(ESM) 同样的发明创造已同日申请发明专利

(22) 申请日 2014.01.22

(73) 专利权人 乐普(北京)医疗器械股份有限公司

地址 102200 北京市昌平区科技园区超前路
37号3号楼

(72) 发明人 王挺 许天刚 董飒英 蒲忠杰
赵士勇 杨永森 王超 黄晶

(74) 专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

代理人 李迪

(51) Int. Cl.

H03L 7/08 (2006.01)

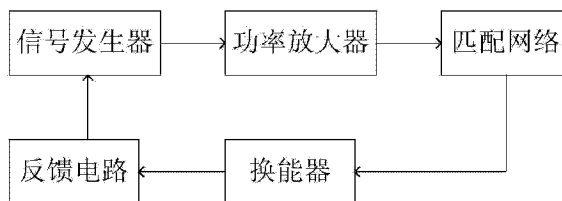
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 实用新型名称

介入治疗用超声波能量控制电路

(57) 摘要

本实用新型公开了一种介入治疗用超声波能量控制电路,涉及超声波技术领域,所述控制电路包括:依次连接的信号发生器、功率放大器、匹配网络、超声换能器和反馈电路,所述反馈电路与所述信号发生器连接,所述信号发生器用于产生正弦波,所述功率放大器用于对所述正弦波进行信号放大,所述匹配网络用于对信号放大后的正弦波进行阻抗和功率匹配,所述超声换能器用于对阻抗和功率匹配后的正弦波进行电能/机械能的转化,所述反馈电路用于检测所述超声换能器的功率、频率和阻抗,并将检测到的功率、频率和阻抗发送至所述信号发生器。本实用新型通过设置反馈电路,实现了自动跟踪稳定,以保证超声波发射装置的超声波能量的稳定性。



1. 一种介入治疗用超声波能量控制电路,其特征在于,所述控制电路包括:依次连接的信号发生器、功率放大器、匹配网络、超声换能器和反馈电路,所述反馈电路与所述信号发生器连接,所述信号发生器用于产生正弦波,所述功率放大器用于对所述正弦波进行信号放大,所述匹配网络用于对信号放大后的正弦波进行阻抗和功率匹配,所述超声换能器用于对阻抗和功率匹配后的正弦波进行电能/机械能的转化,所述反馈电路用于检测所述超声换能器的功率、频率和阻抗,并将检测到的功率、频率和阻抗发送至所述信号发生器。

2. 如权利要求1所述的控制电路,其特征在于,所述信号发生器包括:时钟晶体、主控制器、数字合成器和模拟转换器,所述时钟晶体用于产生参考时钟,并输出至所述数字合成器,所述主控制器将频率和相位传输至所述数字合成器,所述数字合成器将合成的信号发送至所述模拟转换器,由所述模拟转换器进行数模转换,以获得与所述频率和相位对应的正弦波,所述主控制器接收所述检测到的功率、频率和阻抗。

3. 如权利要求1或2所述的控制电路,其特征在于,所述功率放大器包括:场效应晶体管和电阻,所述场效应晶体管的栅极与所述信号发生器的输出端及偏置电压分别连接,所述场效应晶体管的源极与高电平、所述功率放大器的输出端及所述电阻的第一端分别连接,所述电阻的第二端接地,所述偏置电压和所述场效应晶体管的栅极之间设有电感,所述电阻的第一端和所述场效应晶体管的源极之间连有第一电容,所述高电平和所述场效应晶体管的源极之间连有LC并联电路,所述场效应晶体管的栅极与所述信号发生器的输出端之间连有第二电容,所述场效应晶体管的漏极接地。

4. 如权利要求1或2所述的控制电路,其特征在于,所述功率放大器包括:功率耦合器、功率分配器、电阻和两个场效应晶体管,所述功率分配器的输入端与所述信号发生器的输出端连接,所述功率分配器的两个输出端与所述两个场效应晶体管的栅极一一对应连接,所述两个场效应晶体管的漏极均接地,所述两个场效应晶体管的源极分别与所述功率耦合器的两个输入端一一对应连接,所述功率耦合器的输出端与所述功率放大器的输出端及所述电阻的第一端分别连接,所述电阻的第二端接地,所述功率耦合器的输出端和所述电阻的第一端之间设有电容,所述电阻的第一端与地之间连有LC并联电路。

5. 如权利要求1或2所述的控制电路,其特征在于,所述功率放大器包括:功率耦合器、功率分配器、电阻和两个场效应晶体管,所述功率分配器的输入端与所述信号发生器的输出端连接,所述功率分配器的两个输出端与所述两个场效应晶体管的栅极一一对应连接,所述两个场效应晶体管的漏极均接地,所述两个场效应晶体管的源极分别与所述功率耦合器的两个输入端一一对应连接,所述功率耦合器的输出端与所述功率放大器的输出端及所述电阻的第一端分别连接,所述电阻的第二端接地,所述功率耦合器的输出端和所述电阻的第一端之间设有LC串联电路。

6. 如权利要求1或2所述的控制电路,其特征在于,所述功率放大器包括:场效应晶体管和电阻,所述场效应晶体管的栅极与所述信号发生器的输出端及偏置电压分别连接,所述场效应晶体管的源极与高电平、所述功率放大器的输出端及所述电阻的第一端分别连接,所述电阻的第二端接地,所述场效应晶体管的漏极接地,所述偏置电压和所述场效应晶体管的栅极之间设有第一电感,所述高电平与所述场效应晶体管的源极之间连有第二电感,所述功率放大器的输出端和所述场效应晶体管的源极之间连有LC串联电路,所述场效应晶体管的源极与地之间连有第一电容,所述场效应晶体管的栅极与所述信号发生器的输

出端之间连有第二电容。

7. 如权利要求 1 或 2 所述的控制电路,其特征在于,所述功率放大器包括:场效应晶体管和电阻,所述场效应晶体管的栅极与所述信号发生器的输出端及偏置电压分别连接,所述场效应晶体管的第二端与高电平、所述功率放大器的输出端及所述电阻的第一端分别连接,所述电阻的第二端接地,所述场效应晶体管的漏极接地,所述偏置电压和所述场效应晶体管的栅极之间设有第一电感,所述高电平与所述场效应晶体管的源极之间连有第二电感,所述场效应晶体管的源极与所述电阻的第一端之间串联有第一电容和第一 LC 并联电路,所述电阻的第一端与地之间连有第二 LC 并联电路,所述场效应晶体管的栅极与所述信号发生器的输出端之间连有第二电容。

8. 如权利要求 1 或 2 所述的控制电路,其特征在于,所述功率放大器包括:电阻、两个场效应晶体管和两个二极管,所述两个场效应晶体管的栅极均与所述信号发生器的输出端连接,第一场效应晶体管的漏极与第二场效应晶体管的源极、第一二极管的阳极及第二二极管的阴极分别连接,所述第一场效应晶体管的源极与高电平、地、第一二极管的阴极、电阻的第一端及所述功率放大器的输出端分别连接,所述第一场效应晶体管的源极与高电平之间连有电感,所述第一场效应晶体管的源极与地之间连有第一电容,所述第二场效应晶体管的漏极接地,所述第二二极管的阳极接地,所述电阻的第二端接地,所述电阻的第一端与所述第一场效应晶体管的源极之间连有串联的第二电感和第二电容,所述电阻的第一端与地之间连有第三电容。

9. 如权利要求 1 或 2 所述的控制电路,其特征在于,所述功率放大器包括:功率耦合器、功率分配器、输入阻抗匹配网络、输出阻抗匹配网络和两个场效应晶体管,所述功率分配器的输入端与所述信号发生器的输出端连接,所述功率分配器的两个输出端分别与所述两个场效应晶体管的栅极一一对应连接,所述功率分配器的两个输出端之间串联有两个第一电感,所述两个第一电感的连接点与偏置电压及地分别连接,所述两个第一电感的连接点与地之间连有第一电容,第一场效应晶体管的漏极与地及第二场效应晶体管的源极分别连接,所述第一场效应晶体管的源极及所述第二场效应晶体管的漏极与所述输出阻抗匹配网络的两个输入端一一对应连接,所述第一场效应晶体管的源极和所述第二场效应晶体管的漏极之间串联有两个第二电感,所述两个第二电感的连接点与高电平及地分别连接,所述两个第二电感的连接点与地连有第二电容,所述输出阻抗匹配网络的两个输出端与所述功率耦合器的两个输入端一一对应连接,所述功率耦合器的输出端与所述功率放大器的输出端连接。

介入治疗用超声波能量控制电路

技术领域

[0001] 本实用新型涉及超声波技术领域,特别涉及一种介入治疗用超声波能量控制电路。

背景技术

[0002] 超声波是指在弹性介质中传播的声源振动频率大于 20,000Hz 的机械波,具有以下物理特性:(1)方向性好。由于超声波的频率高,波长短,接近红外线的波长,因此和光线一样,具有较强的方向性,形成超声波束,能沿一定的方向传播,可以定向发射超声能量;(2)反射和透射。超声波在体内传播中碰到不同组织密度形成的界面时,一部分产生反射波,另一部分可透过该界面进入深层组织。透射波遇到深层界面又可产生新的反射和透射波,如此直达深部。因此超声能量在传播方向上具有一定的穿透性,同时反射回来的超声信号又能通过超声换能器的逆压电效应转变为电信号,从而分析和反馈超声能量传播情况,并可用于成像;(3)穿透性与分辨率。超声波的频率越高,分辨力就越高,但穿透力越低。相反,频率越低,穿透力就越强,但分辨力较差。

[0003] 除了以上物理特性以外,超声波作用于人体时也会产生三大效应,分别是:(1)机械效应。机械效应是超声波特有的一种基本的原发的作用。超声波在人体组织中传递时,细胞与体液成为超声波在体内传递的介质,从而可以使细胞间产生相对运动。因此超声波对组织内物质和细胞可以产生一种“微细按摩”的作用。这种作用可引起细胞功能的改变,可引起生物体的许多反应。超声波的机械作用可软化组织、增强渗透、提高代谢、促进血液循环、刺激神经系统及细胞功能;(2)热效应。超声波作用于机体时可产生热,超声波热作用的独特之处是除普遍吸收之外,还可选择性加热,主要是在两种不同介质的交界面上生热较多,因此可根据治疗部位及其深度的不同,选择合适的超声频率和功率;(3)空化效应,空化效应是基于超声波的机械效应和热效应,可继发许多物理的或化学的变化。具有物理学特性的超声机械振动,以及在此基础上产生的分布特殊的“内生热”和必然引起的生物理化改变。与此同时,超声可在体液、血液中进行传播,属于非接触式能量传递形式,因此可以不直接接触组织或管腔而达到治疗的目的,可减少对人体的损伤。正是基于以上特点,目前超声已广泛应用于成像、检测、理疗和消融等医疗领域。

[0004] 由于现有技术中的超声波发生装置均用于检测病灶,即通过发射超声波确定人体内的病变位置,而现有技术中的超声波发射装置由于发射的超声波能量不稳定,导致无法应用于对超声波能量的稳定性要求非常高的血管内疾病治疗。

实用新型内容

[0005] (一)要解决的技术问题

[0006] 本实用新型要解决的技术问题是:如何保证超声波发射装置的超声波能量的稳定性。

[0007] (二)技术方案

[0008] 为解决上述技术问题,本实用新型提供了一种介入治疗用超声波能量控制电路,所述控制电路包括:依次连接的信号发生器、功率放大器、匹配网络、超声换能器和反馈电路,所述反馈电路与所述信号发生器连接,所述信号发生器用于产生正弦波,所述功率放大器用于对所述正弦波进行信号放大,所述匹配网络用于对信号放大后的正弦波进行阻抗和功率匹配,所述超声换能器用于对阻抗和功率匹配后的正弦波进行电能/机械能的转化,所述反馈电路用于检测所述超声换能器的功率、频率和阻抗,并将检测到的功率、频率和阻抗发送至所述信号发生器。

[0009] 其中,所述信号发生器包括:时钟晶体、主控制器、数字合成器和模拟转换器,所述时钟晶体用于产生参考时钟,并输出至所述数字合成器,所述主控制器将频率和相位传输至所述数字合成器,所述数字合成器将合成的信号发送至所述模拟转换器,由所述模拟转换器进行数模转换,以获得与所述频率和相位对应的正弦波,所述主控制器接收所述检测到的功率、频率和阻抗。

[0010] 其中,所述功率放大器包括:场效应晶体管和电阻,所述场效应晶体管的栅极与所述信号发生器的输出端及偏置电压分别连接,所述场效应晶体管的源极与高电平、所述功率放大器的输出端及所述电阻的第一端分别连接,所述电阻的第二端接地,所述偏置电压和所述场效应晶体管的栅极之间设有电感,所述电阻的第一端和所述场效应晶体管的源极之间连有第一电容,所述高电平和所述场效应晶体管的源极之间连有 LC 并联电路,所述场效应晶体管的栅极与所述信号发生器的输出端之间连有第二电容,所述场效应晶体管的漏极接地。

[0011] 其中,所述功率放大器包括:功率耦合器、功率分配器、电阻和两个场效应晶体管,所述功率分配器的输入端与所述信号发生器的输出端连接,所述功率分配器的两个输出端与所述两个场效应晶体管的栅极一一对应连接,所述两个场效应晶体管的漏极均接地,所述两个场效应晶体管的源极分别与所述功率耦合器的两个输入端一一对应连接,所述功率耦合器的输出端与所述功率放大器的输出端及所述电阻的第一端分别连接,所述电阻的第二端接地,所述功率耦合器的输出端和所述电阻的第一端之间设有电容,所述电阻的第一端与地之间连有 LC 并联电路。

[0012] 其中,所述功率放大器包括:功率耦合器、功率分配器、电阻和两个场效应晶体管,所述功率分配器的输入端与所述信号发生器的输出端连接,所述功率分配器的两个输出端与所述两个场效应晶体管的栅极一一对应连接,所述两个场效应晶体管的漏极均接地,所述两个场效应晶体管的源极分别与所述功率耦合器的两个输入端一一对应连接,所述功率耦合器的输出端与所述功率放大器的输出端及所述电阻的第一端分别连接,所述电阻的第二端接地,所述功率耦合器的输出端和所述电阻的第一端之间设有 LC 串联电路。

[0013] 其中,所述功率放大器包括:场效应晶体管和电阻,所述场效应晶体管的栅极与所述信号发生器的输出端及偏置电压分别连接,所述场效应晶体管的源极与高电平、所述功率放大器的输出端及所述电阻的第一端分别连接,所述电阻的第二端接地,所述场效应晶体管的漏极接地,所述偏置电压和所述场效应晶体管的栅极之间设有第一电感,所述高电平与所述场效应晶体管的源极之间连有第二电感,所述功率放大器的输出端和所述场效应晶体管的源极之间连有 LC 串联电路,所述场效应晶体管的源极与地之间连有第一电容,所述场效应晶体管的栅极与所述信号发生器的输出端之间连有第二电容。

[0014] 其中,所述功率放大器包括:场效应晶体管和电阻,所述场效应晶体管的栅极与所述信号发生器的输出端及偏置电压分别连接,所述场效应晶体管的第二端与高电平、所述功率放大器的输出端及所述电阻的第一端分别连接,所述电阻的第二端接地,所述场效应晶体管的漏极接地,所述偏置电压和所述场效应晶体管的栅极之间设有第一电感,所述高电平与所述场效应晶体管的源极之间连有第二电感,所述场效应晶体管的源极与所述电阻的第一端之间串联有第一电容和第一 LC 并联电路,所述电阻的第一端与地之间连有第二 LC 并联电路,所述场效应晶体管的栅极与所述信号发生器的输出端之间连有第二电容。

[0015] 其中,所述功率放大器包括:电阻、两个场效应晶体管和两个二极管,所述两个场效应晶体管的栅极均与所述信号发生器的输出端连接,第一场效应晶体管的漏极与第二场效应晶体管的源极、第一二极管的阳极及第二二极管的阴极分别连接,所述第一场效应晶体管的源极与高电平、地、第一二极管的阴极、电阻的第一端及所述功率放大器的输出端分别连接,所述第一场效应晶体管的源极与高电平之间连有电感,所述第一场效应晶体管的源极与地之间连有第一电容,所述第二场效应晶体管的漏极接地,所述第二二极管的阳极接地,所述电阻的第二端接地,所述电阻的第一端与所述第一场效应晶体管的源极之间连有串联的第二电感和第二电容,所述电阻的第一端与地之间连有第三电容。

[0016] 其中,所述功率放大器包括:功率耦合器、功率分配器、输入阻抗匹配网络、输出阻抗匹配网络和两个场效应晶体管,所述功率分配器的输入端与所述信号发生器的输出端连接,所述功率分配器的两个输出端分别与所述两个场效应晶体管的栅极一一对应连接,所述功率分配器的两个输出端之间串联有两个第一电感,所述两个第一电感的连接点与偏置电压及地分别连接,所述两个第一电感的连接点与地之间连有第一电容,第一场效应晶体管的漏极与地及第二场效应晶体管的源极分别连接,所述第一场效应晶体管的源极及所述第二场效应晶体管的漏极与所述输出阻抗匹配网络的两个输入端一一对应连接,所述第一场效应晶体管的源极和所述第二场效应晶体管的漏极之间串联有两个第二电感,所述两个第二电感的连接点与高电平及地分别连接,所述两个第二电感的连接点与地连有第二电容,所述输出阻抗匹配网络的两个输出端与所述功率耦合器的两个输入端一一对应连接,所述功率耦合器的输出端与所述功率放大器的输出端连接。

[0017] (三)有益效果

[0018] 本实用新型通过设置反馈电路,将检测到的超声换能器的功率、频率和阻抗发送至信号发生器,便于信号发生器调整所产生正弦波的频率和相位,实现了自动跟踪稳定,以保证超声波发射装置的超声波能量的稳定性。

[0019] 本实用新型还通过设置的功率放大器电路结构进一步提高了超声波发射装置的超声波能量的稳定性。

附图说明

[0020] 图 1 是本实用新型一种实施方式的介入治疗用超声波能量控制电路的结构框图;

[0021] 图 2 是图 1 所示的介入治疗用超声波能量控制电路中信号发生器的电路框图;

[0022] 图 3 是本实用新型第一种实施例的介入治疗用超声波能量控制电路中功率放大器的电路原理图;

[0023] 图 4 是本实用新型第二种实施例的介入治疗用超声波能量控制电路中功率放大

器的电路原理图；

[0024] 图 5 是本实用新型第三种实施例的介入治疗用超声波能量控制电路中功率放大器的电路原理图；

[0025] 图 6 是本实用新型第四种实施例的介入治疗用超声波能量控制电路中功率放大器的电路原理图；

[0026] 图 7 是本实用新型第五种实施例的介入治疗用超声波能量控制电路中功率放大器的电路原理图；

[0027] 图 8 是本实用新型第六种实施例的介入治疗用超声波能量控制电路中功率放大器的电路原理图；

[0028] 图 9 是本实用新型第七种实施例的介入治疗用超声波能量控制电路中功率放大器的电路原理图。

具体实施方式

[0029] 下面结合附图和实施例，对本实用新型的具体实施方式作进一步详细描述。以下实施例用于说明本实用新型，但不用来限制本实用新型的范围。

[0030] 图 1 是本实用新型一种实施方式的介入治疗用超声波能量控制电路的结构框图；参照图 1，所述控制电路包括：依次连接的信号发生器、功率放大器、匹配网络、超声换能器和反馈电路，所述反馈电路与所述信号发生器连接，所述信号发生器用于产生正弦波，所述功率放大器用于对所述正弦波进行信号放大，所述匹配网络用于对信号放大后的正弦波进行阻抗和功率匹配，所述超声换能器用于对阻抗和功率匹配后的正弦波进行电能 / 机械能的转化，所述反馈电路用于检测所述超声换能器的功率、频率和阻抗，并将检测到的功率、频率和阻抗发送至所述信号发生器。

[0031] 实施例 1

[0032] 参照图 2，本实施例中，所述信号发生器包括：时钟晶体、主控制器、数字合成器和模拟转换器，所述时钟晶体用于产生参考时钟，并输出至所述数字合成器，所述主控制器将频率和相位传输至所述数字合成器，所述数字合成器将合成的信号发送至所述模拟转换器，由所述模拟转换器进行数模转换，以获得与所述频率和相位对应的正弦波，所述主控制器接收所述检测到的功率、频率和阻抗。

[0033] 本实施例中，所述主控制器与所述数字合成器之间还包括数据输入寄存器和频率 / 相位寄存器，所述主控制器通过串行输入或并行输入的方式将频率和相位传输至所述数据输入寄存器中寄存，再转发至所述频率 / 相位寄存器，最后由频率 / 相位寄存器将频率和相位传输至所述数字合成器，通过设置所述数据输入寄存器和频率 / 相位寄存器避免了外部接口的变化问题，保证了数据传输的正确率；

[0034] 本实施例中，所述信号发生器还包括：模拟信号输出器，所述与所述频率和相位对应的正弦波由模拟信号输出器进行驱动能力等参数的调整后，进行输出，保证了正弦波的稳定性。

[0035] 实施例 2

[0036] 参照图 3，本实施例中，所述功率放大器包括：场效应晶体管 T 和电阻 R_L ，所述场效应晶体管 T 的栅极与所述信号发生器的输出端 V_i 及偏置电压 V_{bias} 分别连接，所述场效应晶

晶体管 T 的源极与高电平 vdd、所述功率放大器的输出端 V_o 及所述电阻 R_L 的第一端分别连接, 所述电阻 R_L 的第二端接地, 所述偏置电压 V_{bias} 和所述场效应晶体管 T 的栅极之间设有电感 L_1 , 所述电阻 R_L 的第一端和所述场效应晶体管 T 的源极之间连有第一电容 C_2 , 所述高电平 vdd 和所述场效应晶体管 T 的源极之间连有 LC 并联电路(即图中的 L_0 和 C_0), 所述场效应晶体管 T 的栅极与所述信号发生器的输出端 V_i 之间连有第二电容 C_1 , 所述场效应晶体管 T 的漏极接地。

[0037] 电感 L_0 和电容 C_0 谐振在工作频率。当晶体管以本实施例的方式工作时, 在整个周期内是全通的。本实施例的功率放大器的工作效率由静态功耗和动态功耗相加构成。静态功耗主要由功放的静态工作点决定, 可通过调整静态工作点使得晶体管在整个周期是全通的。当晶体管全通时, 为了保证整个周期全通, 需要调节较高的静态工作点才能保证较低的动态失真。因此会引起较大的静态直流功耗。由于静态功耗较高, 故相同的动态功耗输出, 但是实际效率相差甚大。漏电流 i_D 和输出电压 V_0 的波形为正弦波, 功率放大器工作的实际效率大约为 30%。

[0038] 当晶体管以本实施例的方式工作时, 可通过调整静态工作点, 使得晶体管的导通角小于半个周期。漏电流 i_D 的输出波形为小于半个周期的部分正弦波, 输出电压 V_0 的波形为正弦波。由于晶体管的导通角较小, 静态工作点可以调低, 减小晶体管的静态功耗。因此功率放大器工作的实际效率大约为 80%。

[0039] 实施例 3

[0040] 参照图 4, 本实施例中, 所述功率放大器包括: 功率耦合器、功率分配器、电阻 R_L 和两个场效应晶体管 T_1 、 T_2 , 所述功率分配器的输入端与所述信号发生器的输出端 V_i 连接, 所述功率分配器的两个输出端与所述两个场效应晶体管 T_1 、 T_2 的栅极一一对应连接, 所述两个场效应晶体管 T_1 、 T_2 的漏极均接地, 所述两个场效应晶体管 T_1 、 T_2 的源极分别与所述功率耦合器的两个输入端一一对应连接, 所述功率耦合器的输出端与所述功率放大器的输出端 V_o 及所述电阻 R_L 的第一端分别连接, 所述电阻 R_L 的第二端接地, 所述功率耦合器的输出端和所述电阻 R_L 的第一端之间设有电容 C_1 , 所述电阻 R_L 的第一端与地之间连有 LC 并联电路(即图中的 L_0 和 C_0)。

[0041] 电感 L_0 和电容 C_0 谐振在工作频率。当晶体管以本实施例的方式工作时, 晶体管的导通角大于半个周期小于一个周期(通常导通角为半个周期)。漏电流 i_{D1} 和 i_{D2} 的输出电压 V_0 的波形为略大于半个周期的部分正弦波。由于功率放大器电路工作在对管工作状态, 推挽输出可以独立调节每个功率放大器的静态工作点。输出电流 i_D 和输出电压 V_0 的波形为正弦波。本实施例的功率放大器工作的实际效率大约为 60%。

[0042] 实施例 4

[0043] 参照图 5, 本实施例中, 所述功率放大器包括: 功率耦合器、功率分配器、电阻 R_L 和两个场效应晶体管 T_1 、 T_2 , 所述功率分配器的输入端与所述信号发生器的输出端 V_i 连接, 所述功率分配器的两个输出端与所述两个场效应晶体管 T_1 、 T_2 的栅极一一对应连接, 所述两个场效应晶体管 T_1 、 T_2 的漏极均接地, 所述两个场效应晶体管 T_1 、 T_2 的源极分别与所述功率耦合器的两个输入端一一对应连接, 所述功率耦合器的输出端与所述功率放大器的输出端 V_o 及所述电阻 R_L 的第一端分别连接, 所述电阻 R_L 的第二端接地, 所述功率耦合器的输出端和所述电阻 R_L 的第一端之间设有 LC 串联电路(即图中的 L_0 和 C_0)。

[0044] 电感 L_0 和电容 C_0 谐振在工作频率。当晶体管以本实施例的方式工作时,工作方式如同一双极性开关,晶体管的输出电压和电流波形均为方波。漏电压 V_{D1} 和 V_{D2} 的输出波形均为方波,输出电压 V_0 的波形为正弦波。功率放大器完全工作非线性放大区,故源漏极电压降低,可以减小功率放大器的动态功耗。由于是非线性放大,故输出波形实际较差,特别是谐波特性会比线性放大的功率放大器质量差。因此通过在输出端加入 LC 串联电路进行选频特性,提高输出波形质量。本实施例的功率放大器工作的实际效率也较高。

[0045] 实施例 5

[0046] 参照图 6,本实施例中,所述功率放大器包括:场效应晶体管 T 和电阻 R_L ,所述场效应晶体管 T 的栅极与所述信号发生器的输出端 V_i 及偏置电压 V_{bias} 分别连接,所述场效应晶体管 T 的源极与高电平 V_{dd} 、所述功率放大器的输出端 V_o 及所述电阻 R_L 的第一端分别连接,所述电阻 R_L 的第二端接地,所述场效应晶体管 T 的漏极接地,所述偏置电压 V_{bias} 和所述场效应晶体管 T 的栅极之间设有第一电感 L_1 ,所述高电平 V_{dd} 与所述场效应晶体管 T 的源极之间连有第二电感 L_2 ,所述功率放大器的输出端 V_o 和所述场效应晶体管 T 的源极之间连有 LC 串联电路(即图中的 L_0 和 C_0),所述场效应晶体管 T 的源极与地之间连有第一电容 C_1 ,所述场效应晶体管 T 的栅极与所述信号发生器的输出端 V_i 之间连有第二电容 C_2 。

[0047] 电感 L_0 和电容 C_0 谐振在工作频率。当晶体管以本实施例的方式工作时,晶体管工作在开关状态。电流 i_D 和输出电压 V_0 的输出波形共轭,输出电压 V_0 的波形为一个有相位延迟的正弦波。本实施例的功率放大器工作的实际效率较高。

[0048] 实施例 6

[0049] 参照图 7,本实施例中,所述功率放大器包括:场效应晶体管 T 和电阻 R_L ,所述场效应晶体管 T 的栅极与所述信号发生器的输出端 V_i 及偏置电压 V_{bias} 分别连接,所述场效应晶体管 T 的第二端与高电平 V_{dd} 、所述功率放大器的输出端 V_o 及所述电阻 R_L 的第一端分别连接,所述电阻 R_L 的第二端接地,所述场效应晶体管 T 的漏极接地,所述偏置电压 V_{bias} 和所述场效应晶体管 T 的栅极之间设有第一电感 L_1 ,所述高电平 V_{dd} 与所述场效应晶体管 T 的源极之间连有第二电感 L_2 ,所述场效应晶体管 T 的源极与所述电阻 R_L 的第一端之间串联有第一电容 C_2 和第一 LC 并联电路(即图中的 L_3 和 C_3),所述电阻 R_L 的第一端与地之间连有第二 LC 并联电路(即图中的 L_0 和 C_0),所述场效应晶体管 T 的栅极与所述信号发生器的输出端 V_i 之间连有第二电容 C_1 。

[0050] 该实施例是一种三阶谐波峰化的功率放大器。电感 L_0 和电容 C_0 谐振在工作频率。电感 L_3 和电容 C_3 谐振在三次谐波频率。当晶体管以本实施例的方式工作时,晶体管工作在开关状态。输出电流 i_D 的输出波形为半个周期正弦波,输出电压 V_0 的波形为正弦波。

[0051] 实施例 7

[0052] 参照图 8,本实施例中,所述功率放大器包括:电阻 R_L 、两个场效应晶体管 T_1 、 T_2 和两个二极管 H_1 、 H_2 ,所述两个场效应晶体管 T_1 、 T_2 的栅极均与所述信号发生器的输出端 V_i 连接,第一场效应晶体管 T_1 的漏极与第二场效应晶体管 T_2 的源极、第一二极管 H_1 的阳极及第二二极管 H_2 的阴极分别连接,所述第一场效应晶体管 T_1 的源极与高电平 V_{dd} 、地、第一二极管 H_1 的阴极、电阻 R_L 的第一端及所述功率放大器的输出端 V_o 分别连接,所述第一场效应晶体管 T_1 的源极与高电平 V_{dd} 之间连有电感 L_1 ,所述第一场效应晶体管 T_1 的源极与地之间连有第一电容 C_2 ,所述第二场效应晶体管 T_2 的漏极接地,所述第二二极管 H_2 的阳极接地,所述

电阻 R_L 的第二端接地, 所述电阻 R_L 的第一端与所述第一场效应晶体管 T_1 的源极之间连有串联的第二电感 L_0 和第二电容 C_1 , 所述电阻的第一端与地之间连有第三电容 C_0 。

[0053] 电感 L_0 和电容 C_0 组成一个低通滤波器。本实施例的功率放大器等效为一个输出为方波的双位置开关, 输出经过一个低通滤波器使慢变直流或者平均部分加载到负载上。漏极电压 V_{D2} 为方波, 输出电压 V_0 的波形为正弦波。

[0054] 实施例 8

[0055] 参照图 9, 本实施例中, 所述功率放大器包括: 功率耦合器、功率分配器、输入阻抗匹配网络、输出阻抗匹配网络和两个场效应晶体管 T_1 、 T_2 , 所述功率分配器的输入端与所述信号发生器的输出端 V_i 连接, 所述功率分配器的两个输出端分别与两个场效应晶体管 T_1 、 T_2 的栅极一一对应连接, 所述功率分配器的两个输出端之间串联有两个第一电感 L_1 、 L_2 , 所述两个第一电感 L_1 、 L_2 的连接点与偏置电压 $-V_{bias}$ 及地分别连接, 所述两个第一电感 L_1 、 L_2 的连接点与地之间连有第一电容 C_1 , 第一场效应晶体管 T_1 的漏极与地及第二场效应晶体管 T_2 的源极分别连接, 所述第一场效应晶体管 T_1 的源极及所述第二场效应晶体管 T_2 的漏极与所述输出阻抗匹配网络的两个输入端一一对应连接, 所述第一场效应晶体管 T_1 的源极和所述第二场效应晶体管 T_2 的漏极之间串联有两个第二电感 L_3 、 L_4 , 所述两个第二电感的 L_3 、 L_4 连接点与高电平 v_{dd} 及地分别连接, 所述两个第二电感 L_3 、 L_4 的连接点与地连有第二电容 C_2 , 所述输出阻抗匹配网络的两个输出端与所述功率耦合器的两个输入端一一对应连接, 所述功率耦合器的输出端与所述功率放大器的输出端连接。

[0056] 本实施例中配置功率耦合器和功率分配器。本实施例采用推挽功率放大器而不是差分功率放大器。两者之间的不同之处在于差分功率放大器具有共模抑制的能力, 而推挽功率放大器不具有该能力。结构上的不同在于差分功率放大器的晶体管对之间有一个共用的尾电阻, 推挽式功率放大器没有该电阻。

[0057] 推挽式功率放大器的效率高于差分功率放大器。在差分功率放大器中, 尾电阻为一个负反馈电阻。它降低了输出功率以获得更好的线性度和直流偏置。在推挽式功率放大器中, 由于没有尾电阻的存在, 输出功率高于差分功率放大器, 因此更适合作为功率放大器。

[0058] 以上实施方式仅用于说明本实用新型, 而并非对本实用新型的限制, 有关技术领域的普通技术人员, 在不脱离本实用新型的精神和范围的情况下, 还可以做出各种变化和变型, 因此所有等同的技术方案也属于本实用新型的范畴, 本实用新型的专利保护范围应由权利要求限定。

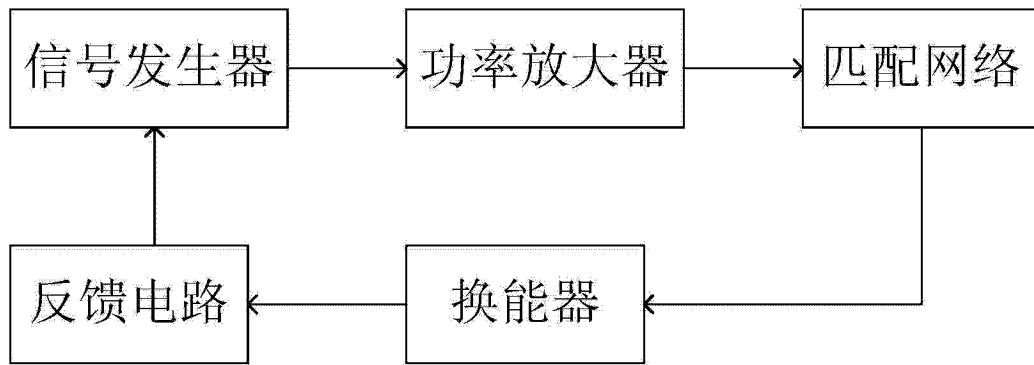


图 1

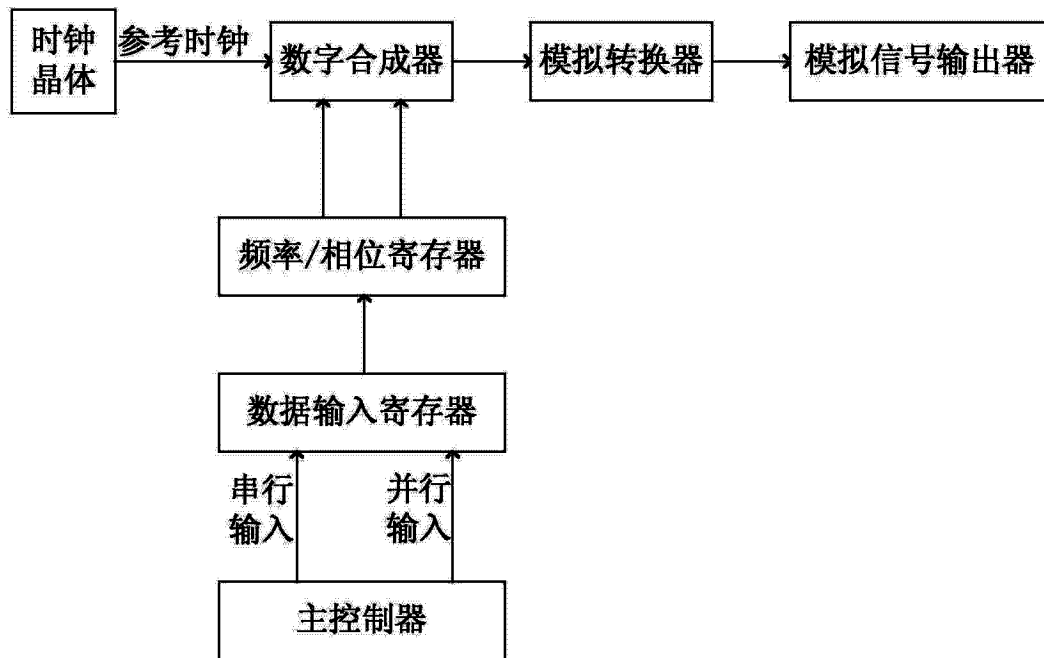


图 2

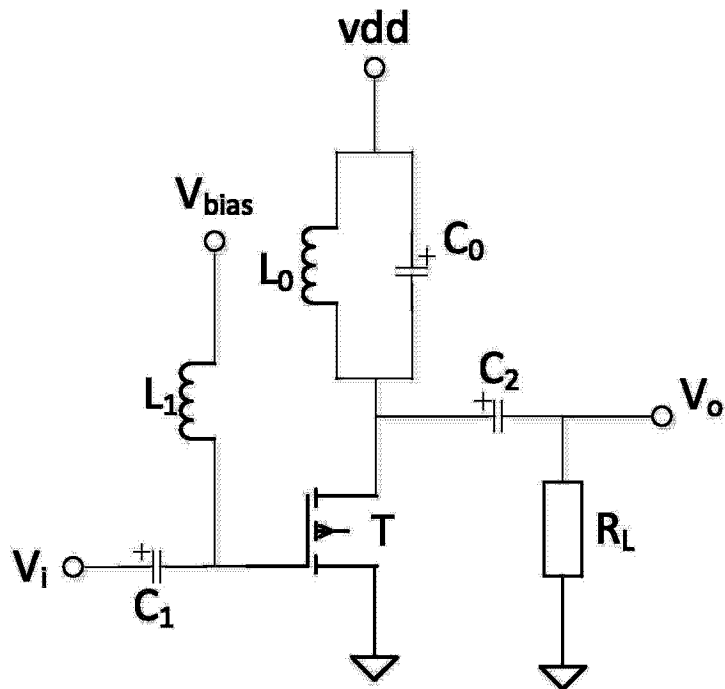


图 3

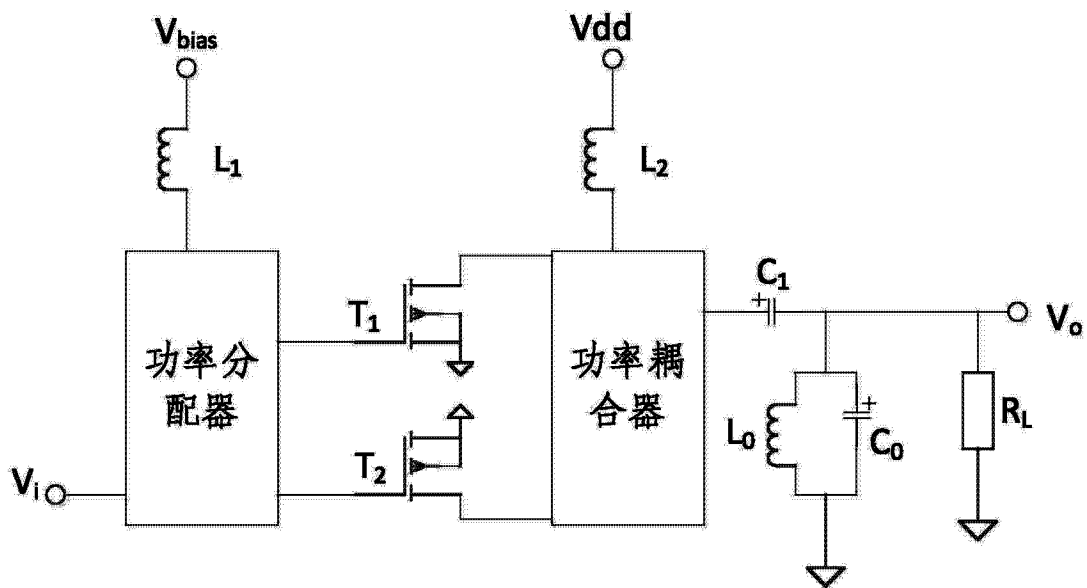


图 4

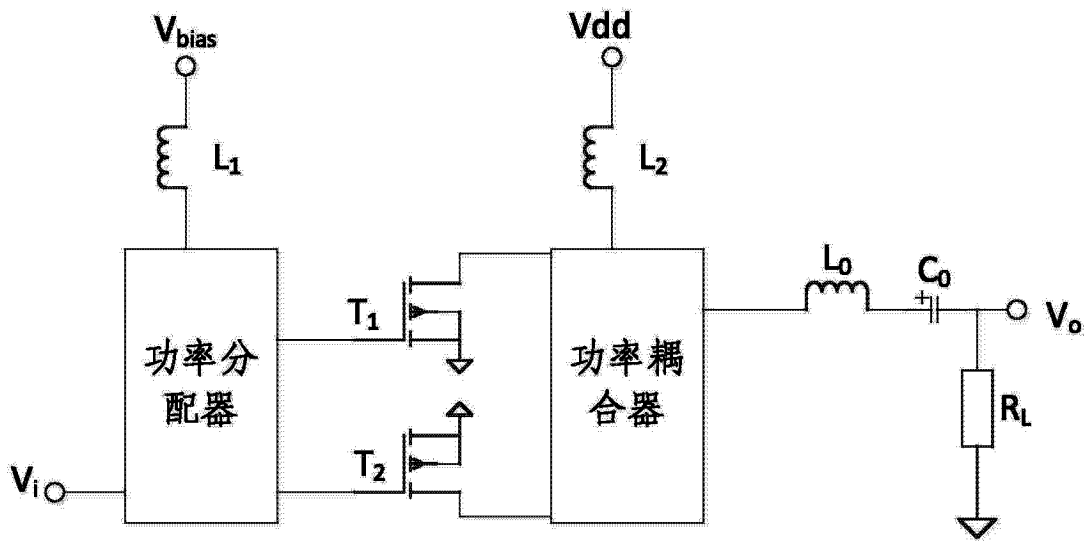


图 5

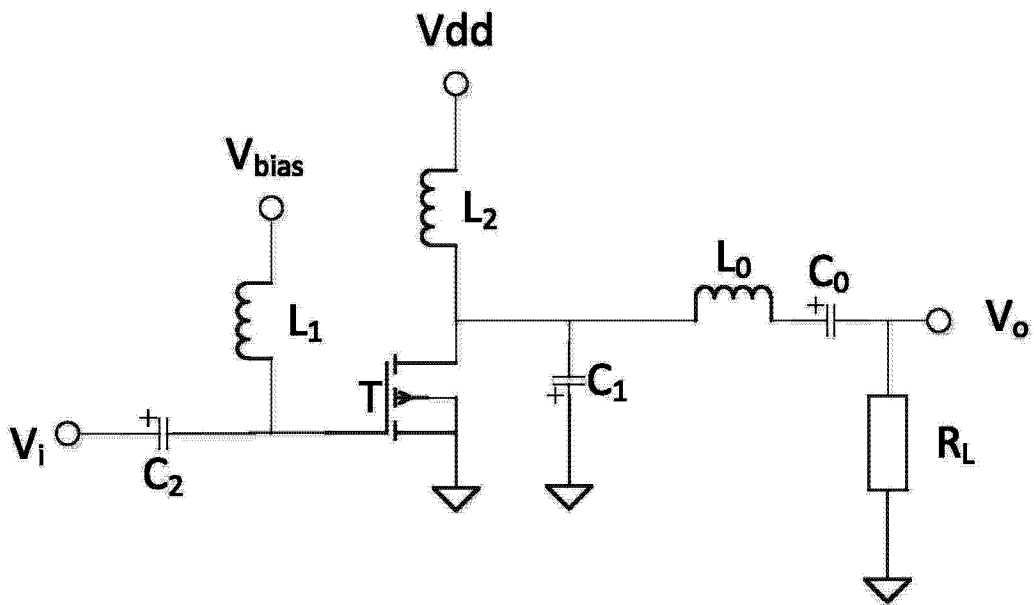


图 6

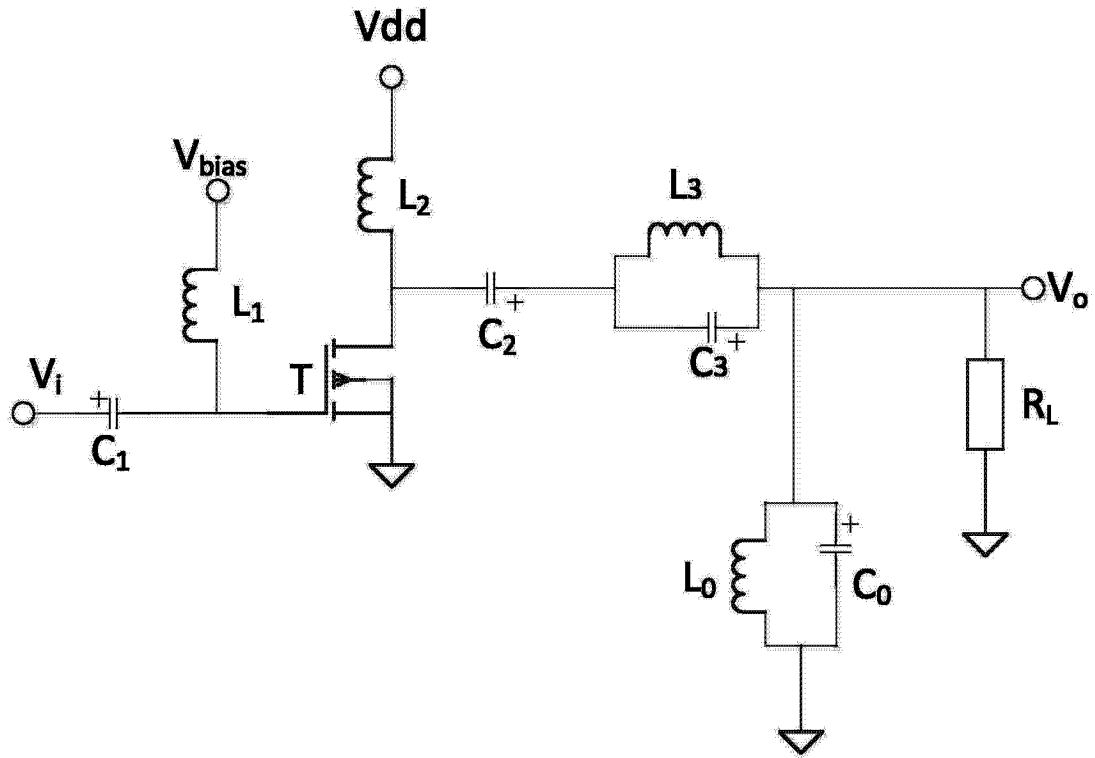


图 7

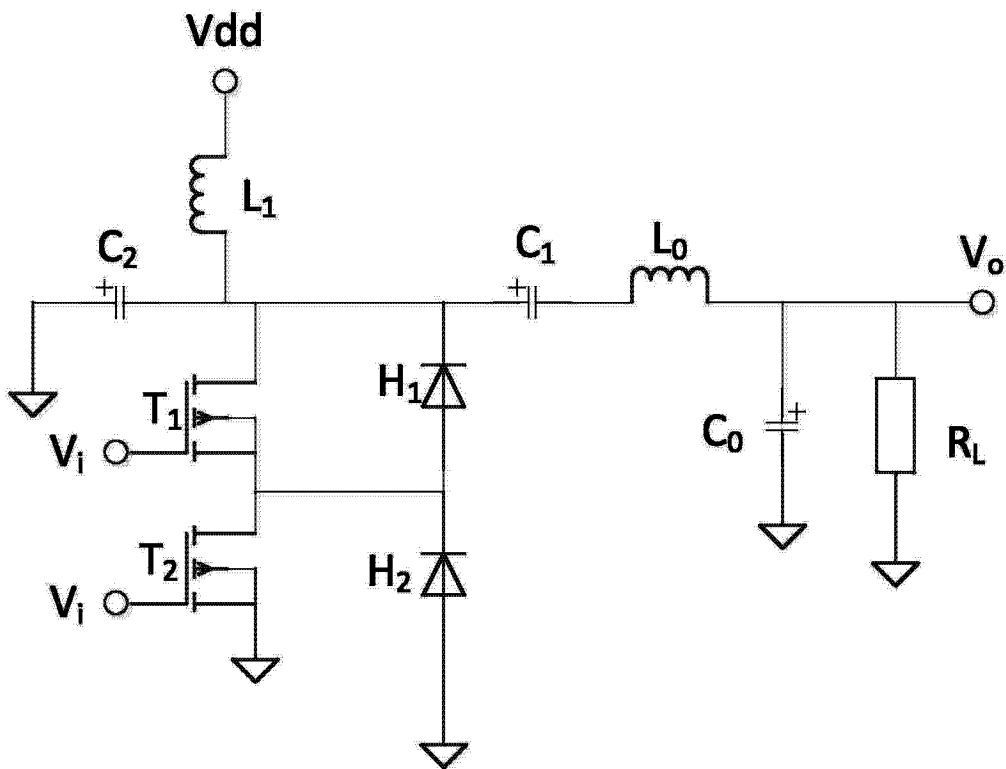


图 8

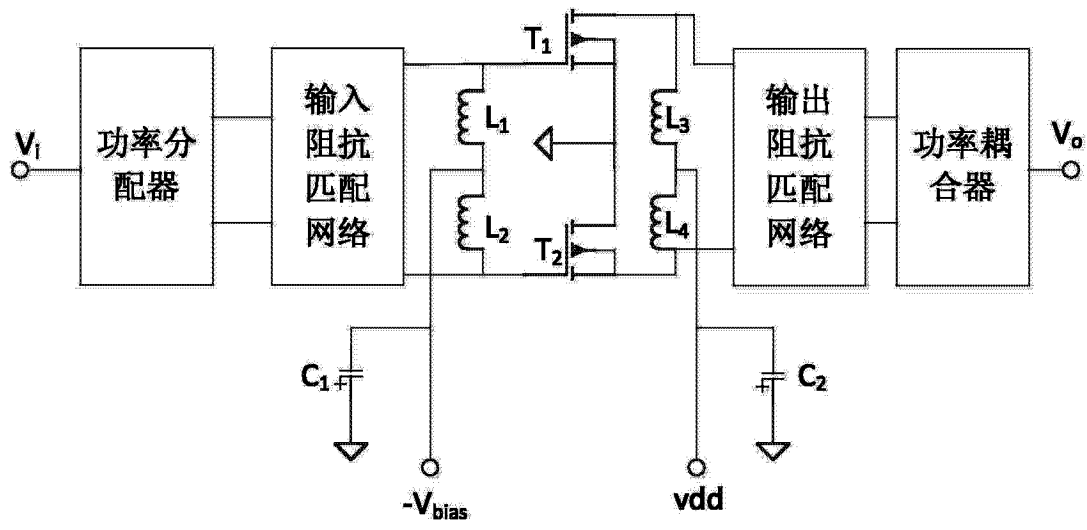


图 9