



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110456291 A

(43)申请公布日 2019. 11. 15

(21)申请号 201910803568.X

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2019.08.28

A61N 1/362(2006.01)

A61N 1/39(2006.01)

(71)申请人 创领心律管理医疗器械(上海)有限公司

地址 201203 上海市浦东新区中国(上海)自由贸易试验区芳春路400号3幢3楼和4楼401室

(72)发明人 张毅 邱丰伟

(74)专利代理机构 上海思微知识产权代理事务所(普通合伙) 31237

代理人 曹廷廷

(51)Int.Cl.

G01R 33/28(2006.01)

G01R 33/36(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

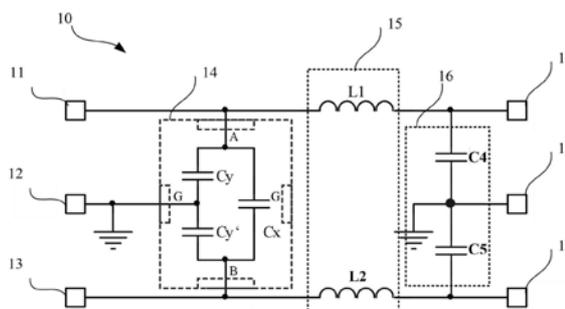
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

滤波电路及电子装置

(57)摘要

本发明提供一种滤波电路及电子装置,具有依次连接的差共模滤波模块、差模滤波模块和共模滤波模块,能够对MRI过程中产生的射频信号或EMC测试中的电磁波干扰信号等提供良好的抑制效果,且电路结构简单,占用空间小;而且还能够平衡输入阻抗,提升共模、差模抑制性能,提高实际信号的感测或输出效果;此外,滤波电路输出的信号完全是共模信号,不会在阳极输出端和阴极输出端之间产生电磁波干扰信号引起的电位差,也就没有电磁波干扰信号引起的电流流过后级电路的负载,由此有利于提高滤波电路的输出端连接的后级电路进一步对电磁波干扰信号的抑制衰减效果。



1. 一种滤波电路,其特征在于,包括:阳极输入端、阴极输入端、阳极输出端、阴极输出端、差共模滤波模块、差模滤波模块和共模滤波模块;其中,所述差共模滤波模块连接在所述阳极输入端和阴极输入端之间;所述差模滤波模块设置在所述差共模滤波模块的输出端和所述共模滤波模块的输入端之间;所述共模滤波模块连接在所述阳极输出端和所述阴极输出端之间;所述差共模滤波模块和所述共模滤波模块分别包括接地端。

2. 如权利要求1所述的滤波电路,其特征在于,所述差共模滤波模块包括第一电容、第二电容和第三电容,第一电容和第二电容串联形成第一串联支路,所述第一串联支路的一端连接所述阳极输入端,所述第一串联支路的另一端连接所述阴极输入端,所述第一电容与所述第二电容连接的极板为接地端,所述第三电容的一极板连接所述阳极输入端,所述第三电容的另一极板连接所述阴极输入端。

3. 如权利要求2所述的滤波电路,其特征在于,所述差共模滤波模块中的第一电容、第二电容和第三电容采用一X2Y电容滤波器来实现,或者,采用三个相互独立的电容器来实现。

4. 如权利要求1所述的滤波电路,其特征在于,所述差模滤波模块包括第一滤波元件和第二滤波元件;其中,所述第一滤波元件连接在所述阳极输入端和所述阳极输出端之间;所述第二滤波元件连接在所述阴极输入端和所述阴极输出端之间。

5. 如权利要求4所述的滤波电路,其特征在于,所述第一滤波元件和所述第二滤波元件均为电感。

6. 如权利要求1所述的滤波电路,其特征在于,所述共模滤波模块包括第四电容和第五电容,所述第四电容和第五电容串联形成第二串联支路,且所述第二串联支路的一端连接所述阳极输出端,所述第二串联支路的另一端连接所述阴极输出端,第四电容与第五电容连接的极板为接地端。

7. 如权利要求1~6中任一项所述的滤波电路,其特征在于,所述滤波电路还包括限幅模块,所述限幅模块设置在所述阳极输入端和/或所述阴极输入端,所述限幅模块用于向所述差共模滤波模块提供被限制幅度后的信号。

8. 如权利要求1所述的滤波电路,其特征在于,所述阳极输入端和所述差共模滤波模块的接地端之间的阻抗等于所述阴极输入端与所述差共模滤波模块的接地端之间的阻抗。

9. 如权利要求1所述的滤波电路,其特征在于,所述滤波电路对30MHz~3GHz范围内的射频干扰信号的抑制比为30dB以上。

10. 一种电子装置,其特征在于,包括至少一个如权利要求1至9中任一项所述的滤波电路。

11. 权利要求10所述的电子装置,其特征在于,所述电子装置为有源医疗装置,所述有源医疗装置还包括外壳、位于所述外壳内部的内部医疗组件以及位于所述外壳外部的的外部医疗组件;所述内部医疗组件用于接收并处理生理信号和/或用于产生治疗信号;所述外部医疗组件用于接触生物细胞以感测生理信号和/或进行治疗;所述滤波电路连接在所述内部医疗组件和所述外部医疗组件之间,以作为所述内部医疗组件和所述外部医疗组件之间的信号传输通道。

12. 如权利要求11所述的电子装置,其特征在于,所述外部医疗组件包括引线、电极和传感器中的至少一种;所述内部医疗组件包括用于接收并处理所述滤波电路传输的生理信

号的感知模块,和/或,用于产生治疗信号的治疗模块,所述感知模块和所述治疗模块各连接一个所述滤波电路,或者,所述感知模块和所述治疗模块共用同一个所述滤波电路。

滤波电路及电子装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,尤其涉及一种滤波电路及电子装置。

背景技术

[0002] 磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging,MRI)是医疗断层成像的一种。相比于计算机断层扫描(Computed Tomography,CT),MRI有着无电离辐射损害,极高的软组织成像精度等CT无可比拟的性能,这使得MRI在如今的医疗诊断领域有着重要的应用价值。然而,MRI扫描时会产生强大的电磁场,为了安全,一般体内被植入了心脏起搏器(Implanted Pulse Generator,IPG)、植入式除颤器(Implanted Cardiac Defibrillator,ICD)和其他类型的有源植入性医疗器械的患者并不允许进行MRI扫描。

[0003] 以心脏起搏器为例,目前已有不少心脏起搏器产品,通过优化心脏起搏器本身结构的设计以及起搏电极导线的设计,以减少对心脏起搏器的影响及MRI射频在起搏电极导线上产生的温升,从而使得在一定条件的情况下带有心脏起搏器的患者能够进行MRI扫描,即实现了心脏起搏器的MRI兼容。但是这些心脏起搏器产品在MRI扫描前,必须设置到MRI安全模式,以关闭心脏起搏器的感知模块。在MRI安全模式下,不能采集心电信号,更不能使心脏起搏器进入正常的工作状态,其主要的原因是MRI环境下微弱的心电信号被淹没在MRI电磁场干扰之中。

[0004] 综上,MRI电磁场会对有源植入式医疗器械的正常使用造成影响,同时还会在电极导线产生感应电流,进而导致电极导线发热等问题,这些均可能会对患者身体造成损伤。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提供一种滤波电路及电子装置,能够抑制如磁共振成像过程中发出的大功率射频(Radio Frequency,RF)信号等的电磁波干扰。

[0006] 为了实现上述目的,本发明提供一种滤波电路,包括:阳极输入端、阴极输入端、阳极输出端、阴极输出端、差共模滤波模块、差模滤波模块和共模滤波模块;其中,所述差共模滤波模块连接在所述阳极输入端和阴极输入端之间;所述差模滤波模块设置在所述差共模滤波模块的输出端和所述共模滤波模块的输入端之间;所述共模滤波模块连接在所述阳极输出端和所述阴极输出端之间;所述差共模滤波模块和所述共模滤波模块均具有接地端。

[0007] 可选地,所述差共模滤波模块包括第一电容、第二电容和第三电容,第一电容和第二电容串联形成第一串联支路,所述第一串联支路的一端连接所述阳极输入端,所述第一串联支路的另一端连接所述阴极输入端,所述第一电容与所述第二电容连接的极板为接地端,所述第三电容的一极板连接所述阳极输入端,所述第三电容的另一极板连接所述阴极输入端。

[0008] 可选地,所述差共模滤波模块中的第一电容、第二电容和第三电容采用一X2Y电容滤波器来实现,或者,或者,采用三个相互独立的电容器来实现。

[0009] 可选地,所述差模滤波模块包括第一滤波元件和第二滤波元件;其中,所述第一滤

波元件连接在所述阳极输入端和所述阳极输出端之间；所述第二滤波元件连接在所述阴极输入端和所述阴极输出端之间。

[0010] 可选地，所述第一滤波元件和所述第二滤波元件均为电感。

[0011] 可选地，所述共模滤波模块包括第四电容和第五电容，所述第四电容和第五电容串联形成第二串联支路，且所述第二串联支路的一端连接所述阳极输出端，所述第二串联支路的另一端连接所述阴极输出端，第四电容与第五电容连接的极板为接地端。

[0012] 可选地，所述滤波电路还包括限幅模块，所述限幅模块设置在所述阳极输入端和/或所述阴极输入端，所述限幅模块用于向所述差共模滤波模块提供被限制幅度后的信号。

[0013] 可选地，所述阳极输入端和所述差共模滤波模块的接地端之间的阻抗等于所述阴极输入端与所述差共模滤波模块的接地端之间的阻抗。

[0014] 可选地，所述的滤波电路对30MHz~3GHz范围内的射频干扰信号的抑制比为30dB以上。

[0015] 本发明还提供一种电子装置，包括至少一个如所述的滤波电路。

[0016] 可选地，所述有源医疗装置还包括外壳、位于所述外壳内部的内部医疗组件以及位于所述外壳外部的的外部医疗组件；所述内部医疗组件用于接收并处理生理信号和/或用于产生治疗信号；所述外部医疗组件用于接触生物细胞以感测生理信号和/或进行治疗；所述滤波电路连接在所述内部医疗组件和所述外部医疗组件之间，以作为所述内部医疗组件和所述外部医疗组件之间的信号传输通道。

[0017] 可选地，所述外部医疗组件包括引线、电极和传感器中的至少一种；所述内部医疗组件包括用于接收并处理所述滤波电路传输的生理信号的感知模块，和/或，用于产生治疗信号的治疗模块，所述感知模块和所述治疗模块各连接一个所述滤波电路，或者，所述感知模块和所述治疗模块共用同一个所述滤波电路。

[0018] 与现有技术相比，本发明的技术方案具有以下有益效果：

[0019] 1、采用依次连接的差共模滤波模块、差模滤波模块和共模滤波模块来对信号进行依次滤波，能够对电磁波干扰信号提供良好的抑制效果，且电路结构简单，占用空间小。其中的电磁波干扰信号例如广义上的射频信号(300kHz-300GHz)、MRI过程中产生的射频信号或在EMC(Electro Magnetic Compatibility、电磁兼容性)测试中的高频段电磁波干扰信号及其它频段的电磁波干扰信号(例如频段在千赫兹kHz的电磁波干扰信号)。

[0020] 2、能够平衡输入阻抗，提升共模、差模抑制性能，提高实际信号的感测或输出效果。

[0021] 3、滤波电路输出的信号完全是共模信号，不会在阳极输出端和阴极输出端之间产生电磁波干扰信号引起的电位差，也就没有电磁波干扰信号引起的电流流过后级电路的负载，由此有利于提高滤波电路的输出端所连接的后级电路进一步对电磁波干扰信号的抑制衰减效果。

[0022] 4、该滤波电路中的差共模滤波模块的第一电容和第二电容能够完全匹配，使得从阳极输入端到所述差共模滤波模块的接地端的阻抗与阴极输入端到所述差共模滤波模块的接地端的阻抗是完全相同的，第三电容是差模干扰抑制电容且在电磁波干扰信号的频段呈低阻抗，由此，使得阳极输入端与阴极输入端之间呈低阻抗，进而匹配了滤波电路的输出端所连接的后级电路的阻抗，且阳极输入端与阴极输入端之间呈低阻抗使得阳极输入端与

阴极输入端之间几乎导通,进而使得阳极输入端与阴极输入端上的电磁波干扰信号的幅度几乎相同,进而减少了反射及驻波能量,降低了后续电路中的感应电流,减少了后续电路中的热量产生,保证了整个电路的使用安全。

[0023] 5、该滤波电路适用于有源医疗装置(例如是植入式心脏起搏器(IPG)、有源植入式除颤器(ICD)及心脏再同步化治疗除颤器(CRT-D)等),能够使得该有源医疗装置在MRI环境下正常使用且能够保证患者的使用安全。

附图说明

[0024] 图1是本发明具体实施例的滤波电路的结构示意图。

[0025] 图2是本发明具体实施例的X2Y电容器的结构示意图。

[0026] 图3是本发明具体实施例的滤波电路的电路传输特性S21仿真曲线。

[0027] 图4是本发明具体实施例的有源医疗装置的结构示意图。

[0028] 图5是本发明具体实施例的心脏起搏器的结构示意图。

[0029] 其中,附图标记如下:

[0030] 10-滤波电路,11-阳极输入端,12-差模滤波模块的接地端,13-阴极输入端,14-差共模滤波模块,141-旁路电容,142-参考极板,15-差模滤波模块,16-共模滤波模块,17-阳极输出端,18-共模滤波模块的接地端,19-阴极输出端,20-有源医疗装置,21-内部医疗组件,211-电源,212-通信模块,213-存储器,214-治疗模块,214a-起搏模块,215-感知模块,22-外部医疗组件。

具体实施方式

[0031] 为使本发明的目的、特征更明显易懂,下面结合附图对本发明的技术方案作详细的说明,然而,本发明可以用不同的形式实现,不应只是局限在所述的实施例。需说明的是,附图均采用非常简化的形式且均使用非精准的比率,仅用以方便、明晰地辅助说明本发明实施例的目的。本文中“和/或”的含义是二选一或者二者兼具。

[0032] 请参考图1,本实施例提供一种滤波电路10,包括:阳极输入端11、阴极输入端13、阳极输出端17、阴极输出端19、差共模滤波模块14、差模滤波模块15和共模滤波模块16。其中,差共模滤波模块14连接在阳极输入端11和阴极输入端13之间;差模滤波模块15设置在差共模滤波模块14的输出端和共模滤波模块16的输入端之间;所述差模滤波模块16连接在阳极输出端17和阴极输出端19之间,所述差共模滤波模块14和所述共模滤波模块16均具有接地端。阳极输入端11和阴极输入端13用于从前级电路接收信号并传输至差共模滤波模块14,前级电路例如为心脏起搏器的电极,阳极输出端17和阴极输出端19用于向后续电路输出滤波后的信号,后续电路比如心脏起搏器的感知模块(如图5中的215所示)。

[0033] 其中,差共模滤波模块14用于抑制阳极输入端11和阴极输入端13输入的信号中的差模干扰和共模干扰。差共模滤波模块14包括第一电容 C_y 、第二电容 C_y' 和第三电容 C_x ,第一电容 C_y 和第二电容 C_y' 串联形成第一串联支路,第一串联支路的一端(即 C_y 、 C_y' 串联后的一端)A连接所述阳极输入端11,第一串联支路的另一端B连接阴极输入端13,第一串联支路中第一电容 C_y 和第二电容 C_y' 连接的极板G接地并作为差共模滤波模块14的接地端12并接地,第三电容 C_x 与第一串联支路并联,即第三电容 C_x 的一端连接阳极输入端11,第三电容 C_x

的另一端连接阴极输入端13。第一电容 C_y 、第二电容 $C_{y'}$ 和第三电容 C_x 连接形成的差共模滤波模块14,电路结构简单,利于实现且占用空间小。进一步地,第一电容 C_y 和第二电容 $C_{y'}$ 完全相同,以使得阳极输入端11到差共模滤波模块14的接地端12的阻抗与阴极输入端13到差共模滤波模块14的接地端12的阻抗完全相同,进而能够平衡输入阻抗,提升差共模抑制性能。第三电容 C_x 是差模干扰抑制电容,且在特定的射频频段(例如30MHz~3GHz,即电磁波干扰信号的频段)呈低阻抗,因此使得滤波电路10可吸收前级电路上感应的电磁波干扰信号的大部分能量,同时降低了电磁波干扰信号的反射及驻波。此外,因为第一电容 C_y 和第二电容 $C_{y'}$ 可以是完全相同的,所以阳极输入端11到接地端12的阻抗与阴极输入端11到接地端12的阻抗是完全相同的,第三电容 C_x 是差模干扰抑制电容,当从阳极输入端11和阴极输入端13上感应到的电磁波干扰信号幅度不同时,该电磁波干扰信号进入差共模滤波模块14后,第三电容 C_x 在该电磁波干扰信号的射频频段呈低阻抗,第三电容 C_x 的低阻抗使得阳极输入端11和阴极输入端13之间呈低阻抗且几乎导通,从而使阳极输入端11和阴极输入端13上的电磁波干扰信号幅度几乎相同,由此均分了电磁波干扰信号的能量,降低阳极输入端11和阴极输入端13连接的电极等部件因电磁感应而产生的热量。

[0034] 其中,差共模滤波模块14的第一电容 C_y 、第二电容 $C_{y'}$ 和第三电容 C_x 可以采用三个相互独立的分立电容器来实现,也可以采用一X2Y电容滤波器(即集成在一起的一种电容器)来实现。请参考图2,X2Y电容滤波器主要由一个单端非平衡的普通的旁路电容141和多个平行设置的参考极板142组成。两个电极板 G_1 、 G_2 相对设置并将多个平行设置的参考极板142的相应侧壁连接在一起,形成平行结构。旁路电容141的两组极板A、B均具有竖直板和从该竖直板上伸出且垂直于该竖直板的插指板,两个竖直板相互平行且相对设置,两个插指板平行设置在两个竖直板之间,且两个插指板平行于参考极板142,两个竖直板分别与两个插指板、电极板 G_1 、 G_2 以及参考极板142垂直;两个插指板分别插入到平行设置的参考极板142之间,电极板 G_1 、 G_2 和两个竖直板将两个插指板以及各个参考极板142包围在内,使得X2Y电容滤波器的结构整体上类似法拉第围笼。且参考极板142将单端非平衡的旁路电容141转变为对称平衡的双电容,电极板 G_1 、 G_2 和竖直板形成X2Y电容滤波器的四个端子,且电极板 G_1 或 G_2 作为X2Y电容滤波器的接地端并接地。即X2Y电容滤波器为四端结构,其相对于三个分立电容(第一电容 C_y 、第二电容 $C_{y'}$ 及第三电容 C_x)组成的差共模滤波模块14的优势具有以下方面:(1)单端非平衡的旁路电容141转变成的对称平衡的双电容(双电容分别对应第一电容 C_y 和第二电容 $C_{y'}$),工艺匹配,电压和温度的偏置相同,电介质的老化效应相同,因此输入阻抗相同,有利于提高差共模滤波模块14的差共模干扰抑制性能。(2)器件内电介质应力(压电效应)相反,能够强制结构内的电流反向,内部抵消互感,从而降低了内部互感,有利于提高差共模干扰抑制性能。(3)X2Y电容滤波器工作在旁路,因此其不受电流的限制且不增加直流电阻。(4)X2Y电容滤波器的封装尺寸增加,会降低上述的平行结构(即两个电极板 G_1 、 G_2 和多个平行设置的参考极板142形成的平行结构)的电感,由此使得X2Y电容滤波器中对应的第三电容 C_x 部分在射频频段的阻抗更低,这种现象刚好与普通电容相反。(5)X2Y电容滤波器中对应第三电容 C_x 的部分,在特定的电磁波干扰信号的频段(例如30MHz~3GHz)是呈低阻抗的,由此使得阳极输入端11与阴极输入端13之间几乎导通,可吸收前级电路上感应的电磁波干扰信号的大部分能量,同时降低了电磁波干扰信号的反射及驻波,即X2Y电容滤波器能够抑制进入到阳极输入端11与阴极输入端13的电磁波干扰信号的大部

分能量,降低前级电路上的电磁感应产生的热量,这样,可以将前级电路上的温升控制在较低范围内,保护前级电路不受损坏。

[0035] 差模滤波模块15包括第一滤波元件和第二滤波元件本实施例中,第一滤波元件为连接在阳极输入端11和阳极输出端17之间的第一电感L。第二滤波元件为连接在阴极输入端13和阴极输出端19之间的第二电感L'。第一电感L和第二电感L'能够对差模高频干扰产生较大的感抗(即在高频信号下体现为高阻抗),能够将差共模滤波模块14输出的电磁波干扰信号中的差模干扰滤除,使其不能加到共模滤波模块15中,因此可以实现差模滤波模块15的较强差模滤波性能。进一步地,第一电感L和第二电感L'为印刷电路板上的微带电感,相对占用面积小,且在高频信号下体现为高阻抗的特性,阻止高频信号在线路中的流通,将高频信号反射回干扰源,从而发挥对差模射频信号以及电磁干扰的抑制作用。

[0036] 共模滤波模块16能够将差模滤波模块15输出的信号转换为共模信号,而后级电路对共模电磁波干扰信号具有相当的抑制衰减能力,因此,共模滤波模块16可以有利于提高后级电路对电磁波干扰信号的抑制衰减能力。本实施例中,共模滤波模块16包括第四电容C4和第五电容C5,第四电容C4和第五电容C5串联形成第二串联支路,且第二串联支路的一端连接阳极输出端17(也可以说连接在第一电感L1和阳极输出端17连接的电路节点上),第二串联支路的另一端连接阴极输出端19(也可以说连接在第二电感L2和阴极输出端19连接的电路节点上),第二串联支路中第四电容C4和第五电容C5连接的极板接地并作为共模滤波模块16的接地端。第四电容C4和第五电容C5形成的共模滤波模块16,结构简单,占用面积小,利于实现。进一步地,第四电容C4和第五电容C5完全相同,以提高输出的信号的共模性能。且第四电容C4和第五电容C5在电磁波干扰信号的频段呈低阻抗,进入到共模滤波模块16的电磁波干扰信号的能量通过第四电容C4和第五电容C5回到接地端18,由此将前级的差模滤波模块15滤波后剩余的共模干扰滤除,使其不能加到后级的电路中。

[0037] 本实施例的滤波电路10,其整体电路形成一个 π 型带阻滤波器,结构简单,且能有效抑制射频信号。

[0038] 此外,滤波电路10中的各个元器件的选型需要匹配MRI大功率射频信号或EMC测试中的电磁波干扰信号。本实施例的各个元器件的选型,能够使得滤波电路10对30MHz~3GHz范围内的射频干扰信号达到30dB以上的抑制比。例如第一电感L和第二电感L'的参数包括:电感值为12nH \pm 10%,品质因数为12 \pm 10%,寄生电容为0.25pF \pm 10%。第一至第五电容的参数包括:电容值为4.7nF \pm 10%,阻抗为0.21 Ω \pm 10%,寄生电感为0.5nH \pm 10%。图3示出了具有这些元器件选型参数的滤波电路10的电路传输特性S₂₁仿真曲线,从图3中可以看出,该滤波电路10对30MHz~3GHz范围内各个频率点的衰减值均为30dB以上(或者说,衰减值均小于-30dB),例如,对应MRI 1.5T(特斯拉)、射频频率RF 64MHz的射频干扰信号的衰减值为-55dB,对应MRI 3.0T、RF 128MHz的射频干扰信号的衰减值为-70dB,MRI高次谐波落在带内被衰减,对应EMC测试中的RF 30MHz电磁波干扰信号的衰减值为-35dB,对应EMC测试中的RF 3.0GHz电磁波干扰信号的衰减值为-55dB。

[0039] 进一步地,本实施例的滤波电路10还包括限幅模块(可以是瞬态抑制二极管阵列TVS Array,未图示),该限幅模块设置在阳极输入端11和/或阴极输入端13,用于向差共模滤波模块14提供被限制幅度后的射频信号。例如1.5T MRI扫描时发出64MHz射频信号,通过前级电路后感应到64MHz射频信号,传到阳极输入端11和阴极输入端13后产生具有高达几

十伏电压的64MHz射频干扰信号,该射频干扰信号进入到滤波电路10的限幅模块后幅度被钳位到10V_{p-p}(即峰值电压为10V);之后通过差共模滤波模块14、差模滤波模块15以及共模滤波模块16的依次滤波,将64MHz的射频干扰信号的幅度从10V_{p-p}降到20mV_{p-p}(即峰值电压为20mV);后续可以通过后级电路对该射频干扰信号进一步衰减,以最终得到所需的无干扰的64MHz射频信号,例如通过后级电路中带外衰减至少为40dB的信号滤波器,将滤波电路10输出的射频干扰信号的幅度从20mV_{p-p}下降到0.02mV_{p-p}~0.2mV_{p-p}(即峰值电压为0.02mV~0.2mV);再进一步通过后级电路中共模抑制比为40dB~60dB的感知放大器将射频干扰信号的幅度下降到0.2μV_{p-p}~2μV_{p-p}(即峰值电压为0.2μV~2μV),进而使得后级电路中的感知放大器能在MRI环境中对例如心电信号等进行感知及采集。

[0040] 此外,需要说明的是,本实施例的滤波电路10可类似于是一个镜像对称结构,即阳极输入端11和阴极输入端13作信号输入端时,阳极输出端17和阴极输出端19就做信号输出端,而当阳极输入端11和阴极输入端13做信号输出端时,阳极输出端17和阴极输出端19就做信号输入端。由此,即该滤波电路10可以正向接入电路,也可以反向接入电路。滤波电路10都能起到相应的滤波效果。此外,上述实施例中虽然主要以30MHz~3GHz范围内的MRI射频信号作为电磁干扰信号来描述本实施例的滤波电路10的工作原理及效果,但是本发明的滤波电路不仅仅限于应用一些需要对30MHz~3GHz范围内的电磁波干扰信号进行滤波的场景,还可以根据需要来改变共模滤波模块14、差模滤波模块15和共模滤波模块16中相应元件的容抗、阻抗等参数值,使共模滤波模块14、差模滤波模块15和共模滤波模块16均谐振在电磁波干扰信号的频段上,进而能够应用于需要对其他频段的电磁波干扰信号进行滤波的场景,其中,这些电磁波干扰信号可以是广义上的射频信号(300kHz-300GHz)、MRI过程中产生的射频信号或在EMC(Electro Magnetic Compatibility、电磁兼容性)测试中的高频段电磁波干扰信号及其它频段的电磁波干扰信号(例如频段在千赫兹kHz的电磁波干扰信号)等。

[0041] 综上所述,本发明的滤波电路,结构简单,能够匹配前级电路的阻抗,减少反射及驻波能量,降低前级电路感应电流,减少热量产生,同时还能通过差共模滤波模块来平衡输入阻抗,提升共模、差模抑制性能,能够对相应频段的电磁波干扰信号有相当大的信号衰减作用,例如当共模滤波模块14、差模滤波模块15和共模滤波模块16均谐振30MHz~3GHz频段上时,本发明的滤波电路对30MHz~3GHz频段的射频信号的抑制性能可以达到-30dB以上。此外,当本发明的滤波电路中的差共模滤波模块采用X2Y电容器来实现时,还能够降低产品材料成本,简化制造工艺。本发明的滤波电路可以适用于各种电子装置的电磁波干扰信号滤波需求,例如可以适用于需要工作在30MHz~3GHz范围内的MRI射频信号环境内的有源医疗装置的MRI射频干扰信号滤波需求。基于此,本发明的一实施例还提供一种电子装置,请参考图4和图5,该电子装置包括至少一个如上所述的滤波电路10。该电子装置可以是仅包括滤波电路10的连接器或者滤波器;也可以是包括依次连接的前级电路、滤波电路10和后级电路的电子装置,其具有除了滤波功能和连接器功能以外的其他功能(例如计算功能、传感功能、医疗功能、生物信号检测功能等等)。例如电子装置是检测相应信号的传感器。再例如,该电子装置是具有感测生理信号和进行生物治疗的有源医疗装置,作为示例,该有源医疗装置可以为有源接触生物体器械,有源接触生物体器械包括植入式电刺激器、能量治疗器械、诊断监护器械、液体输送器械或电离辐射器械。其中,植入式电刺激器依照刺激部位

的不同,可分为心脏起搏器、脑深部刺激器、脊髓刺激器、外周神经刺激器、肌肉刺激器、骨刺激器、胃刺激器、耳刺激器等;能量治疗器械例如激光治疗仪、超声治疗仪、磁疗仪等;诊断监护器械例如动态心电图监视器、pH探针、植入性传感器、药丸摄像机、外部神经刺激器等,液体输送器械例如药泵、外部胰岛素泵、外部药泵、外部导管等等;电离辐射器械例如X射线机等。

[0042] 作为一种示例,请参考图4和图5,该有源医疗装置除滤波电路10以外,还包括外壳23、位于外壳23内部的内部医疗组件21以及位于外壳10外部的的外部医疗组件22。其中,滤波电路10可以是连接器,其连接在内部医疗组件21和外部医疗组件22之间,以提供内部医疗组件21和外部医疗组件22之间的信号传输通道,此时滤波电路10可以一部分位于外壳23的内部,另一部分位于外壳23的外部,或者外壳23的侧壁上有贯穿孔,作为连接器的滤波电路10嵌入该贯穿孔且不会凸出于外壳23的外侧壁。在本发明的其他实施例中,滤波电路10还可以和内部医疗组件21集成在同一个印刷电路板上,且该印刷电路板设置在外壳23内部。

[0043] 内部医疗组件21用于接收并处理生理信号和/或用于产生治疗信号,本实施例中,内部医疗组件21包括控制器210、电源211、通信模块212、存储器213、治疗模块214以及感知模块215。电源211为滤波电路10以及各个内部医疗组件21提供工作所需的电力,通信模块212可以通过有线或者无线的方式与外界通信,以接收外界的系统控制参数等数据(例如医生设置有源医疗装置用于治疗 and 监控患者病情的信息参数),并将内部医疗组件21获得生物体征信息等数据向外传输,存储器213用于存储相应的数据和参数,治疗模块214用于产生治疗信号,感知模块215用于接收并处理滤波电路10传输的生理信号,控制器210用于控制和协调各个滤波电路10以及各个内部医疗组件21的工作。本实施例中,感知模块215和治疗模块214共用同一个滤波电路10,此时,感知模块215的一个输入端和治疗模块214的一个输出端共同连接滤波电路10的阳极输入端11,感知模块215的另一个输入端和治疗模块214的另一个输出端共同连接滤波电路10的阴极输入端13,使得滤波电路10既可以对感知模块215接收的信号进行滤波,也可以允许治疗模块214发送的信号传输至外部医疗组件22,甚至对治疗模块214发送的信号也进行滤波,由此可以避免多一个滤波电路的占用面积,有利于有源医疗装置的微型化。在本发明的其他实施例中,感知模块215和治疗模块214可以各连接一个滤波电路10,由此使得治疗模块214和感知模块215分别和外部医疗组件22之间建立信号传输通道,避免治疗模块214发送的信号和感知模块215接收的信号之间的存在串扰。

[0044] 外部医疗组件22用于接触生物细胞以感测生理信号和/或进行治疗,可以包括引线、电极和传感器中的至少一种。

[0045] 以下以心脏起搏器为例,来详细说明本实施例的滤波电路用于对进入有源医疗装置中的30MHz~3GHz范围内的MRI大功率射频信号及EMC测试中的电磁波干扰信号的滤波效果。

[0046] 当有源医疗装置为心脏起搏器时,请参考图1和5,内部医疗组件21中的感知模块215用于感知心电信号,治疗模块214为用于产生心脏起搏信号的起搏模块(又称为脉冲输出电路,以下记为起搏模块214a),通信模块212可以是无线通信模块,可以通过蓝牙、红外等方式与外界的程控仪通信,所有内部医疗组件21又被称为脉冲发生器,通信模块212通过无线方式实现程控仪和脉冲发生器之间的数据交换,例如实现程控仪向脉冲发生器发送或

修改控制参数,以及实现程控仪从脉冲发生器接收运行状态信号和检测的生理信号,外部医疗组件22包括至少一个电极(也可以称为电极导线,以下记为电极22),感知模块215和起搏模块214a共用一个滤波电路10,此时,感知模块215的一个输入端和起搏模块214a的一个输出端共同连接滤波电路10的阳极输入端11,感知模块215的另一个输入端和起搏模块214a的另一个输出端共同连接滤波电路10的阴极输入端13,电极22连接滤波电路10的阳极输出端17和阴极输出端19。

[0047] 外壳23可以根据需要来选择连接滤波电路10的差共模滤波模块14的接地端12以接地,或者,选择连接滤波电路10的差共模滤波模块14的阳极输入端11。

[0048] 感知模块215包括感知放大器(未图示)和感知滤波器(未图示),感知滤波器的相应输入端连接滤波电路10的阳极输出端17和阴极输出端19,感知滤波器的输出端连接感知放大器的输入端,感知滤波器和感知放大器能够依次对滤波电路10的共模滤波模块16输出的信号进行进一步滤波抑制,由此能够得到更高性能的所需信号。

[0049] 滤波电路10能够吸收进入心脏起搏器的30MHz~3GHz范围内的MRI大功率射频信号及EMC测试中的电磁波干扰信号,使心脏起搏器可在有MRI大功率射频信号等电磁波干扰环境中正常感知心腔内的心电信号,同时匹配心脏起搏器的电极22的阻抗,降低反射及驻波能量,从而降低在电极22上产生的热量,使得植入有该心脏起搏器的患者可以进行MRI扫描。具有该滤波电路10的该心脏起搏器还可以根据国家标准免去EMC测试。

[0050] 以1.5T MRI扫描时发出64MHz射频信号以及滤波电路10被设计在64MHz上谐振为例,请参考图1、图5,滤波电路10能够抑制64MHz MRI射频信号,使植入有该心脏起搏器的患者能进行MRI扫描,具体原理如下:

[0051] 首先,心电信号频谱集中在低频段(0.5Hz~150Hz),幅度约为0.4mV,心脏起搏器需要采集心电信号以保证能在患者体内正常工作,因此需要抑制肌电等其他干扰信号,也就是说除心腔内的心电信号以外的信号都是不需要的,心脏起搏器被植入到人体内的电极22会受到各类电磁波信号的感应而产生干扰,其中MRI扫描时发出的射频信号,对心脏起搏器来说是一种强干扰。

[0052] 电极22感应到MRI扫描时发出的64MHz射频信号,心脏起搏器使用金属钛的外壳23进行信号屏蔽,未被屏蔽的64MHz射频信号经电极22传到心脏起搏器的馈通端口(即滤波电路10的阳极输入端11和阴极输入端13)产生64MHz射频干扰信号,且该64MHz射频干扰信号在阳极输入端11和阴极输入端13之间产生的电压高达几十伏,滤波电路10中的限幅模块将该64MHz射频干扰信号的幅度钳位到10V_{p-p},被限幅后的该64MHz射频干扰信号继续进入到滤波电路10中的差共模滤波模块14。

[0053] 由于差共模滤波模块14中的第一电容C_y和第二电容C_y的连接的极板连接外壳23并接地,因此可以将大部分干扰信号能量再次传输至外壳23,由此可吸收电极22感应的64MHz射频干扰信号的大部分能量,同时降低了64MHz射频干扰信号的反射及驻波,进一步因第一电容C_y和第二电容C_y是完全相同的,所以阳极输入端11到外壳23的阻抗与和阴极输入端13到外壳23的阻抗是完全相同,而差共模滤波模块14中的第三电容C_x在64MHz射频频段呈低阻抗,由此使得阳极输入端11和阴极输入端13之间呈低阻抗且几乎导通,阳极输入端11和阴极输入端13上的射频干扰信号的幅度几乎相同,均分了射频干扰能量,降低电极22的射频感应(即电磁感应)产生的热量。

[0054] 该64MHz射频干扰信号的剩余部分的能量通过差模滤波模块15(例如印刷电路板上的微带电感)后进一步滤波抑制后进入共模滤波模块16,由于共模滤波模块16中的第四电容C4和第五电容C5的谐振在64MHz附近,能对该64MHz射频干扰信号呈低阻抗,并进一步吸收该64MHz射频干扰信号的剩余能量,并将该64MHz射频干扰信号转为共模信号输出。本实施例中,滤波电路10对64MHz射频干扰信号具有55dB的抑制能力,也就是说衰减量大于500倍,64MHz射频干扰信号经差共模滤波模块14、差模滤波模块15以及共模滤波模块16滤波后,其幅度可以由10Vp-p的幅度降到20mVp-p。

[0055] 此时,心脏起搏器的感知模块215的输入还没有进入饱和状态,感知滤波器为带通滤波器,其带外衰减至少为40dB,因此64MHz射频干扰信号经过感知滤波器进一步滤波后,其幅度能从20mVp-p下降到0.02~0.2mVp-p,此外,由于共模滤波模块16输出的信号为共模信号,感知滤波器为带通滤波器,其不会改变信号的共模特性;因此,64MHz射频干扰信号传输到感知放大器时仍为共模干扰信号,而感知放大器具有40~60dB的共模抑制比,因此,64MHz射频干扰信号经感知放大器进一步抑制后,其幅度从0.02~0.2mVp-p下降到0.2 μ Vp-p~2 μ Vp-p(即峰值电压为0.2 μ V~2 μ V)。也就是说,最终64MHz MRI扫描产生的64MHz射频干扰信号经过滤波电路10的滤波以及感知模块215自身的抑制后,相比于感知模块215感知到的心腔内的心电信号(幅度约为0.4mV)低了差不多三个数量级,这就不会影响心电信号的检测。

[0056] 此外,通过该滤波电路10中的各模块中的电子元件参数的合理设置,该滤波电路10能够抑制的射频干扰信号频率上限可以高达3GHz,且可以达到国标中30MHz~3GHz EMC测试要求的抗干扰能力大于30dB衰减的免检水平,进而,具有该滤波电路10的心脏起搏器同样能够工作于3.0T MRI、射频128MHz等其他的MRI扫描环境下。其中,EMC测试包括两个方面的要求:一方面是指设备在正常运行过程中对所在环境产生的电磁干扰不能超过一定的限值;另一方面是指器具对所在环境中存在的电磁干扰具有一定程度的抗扰度,即电磁敏感性。

[0057] 综上所述,本实施例的心脏起搏器,由于采用了本实施例的滤波电路,并通过该滤波电路对进入到心脏起搏器内的MRI射频信号进行相当大的信号衰减,因此,可以使得心脏起搏器在MRI环境中也能对心电信号进行正常感知及采集,且可以减少电极导线在MRI扫描时产生的热量,保证患者的安全。同时,在EMC测试方面,心脏起搏器通过该滤波电路的滤波作用,对30MHz~3GHz射频频率范围内的电磁干扰信号的抑制性能能达到30dB以上,根据国家标准可免去EMC测试。

[0058] 需要说明的是,其他具有本实施例的滤波电路的电子装置,与具有本实施例的滤波电路的心脏起搏器一样,也能够用于30MHz~3GHz的MRI大功率射频信号的干扰环境中。

[0059] 显然,本领域的技术人员可以对发明进行各种改动和变型而不脱离本发明的精神和范围。这样,倘若本发明的这些修改和变型属于本发明权利要求及其等同技术的范围之内,则本发明也意图包含这些改动和变型在内。

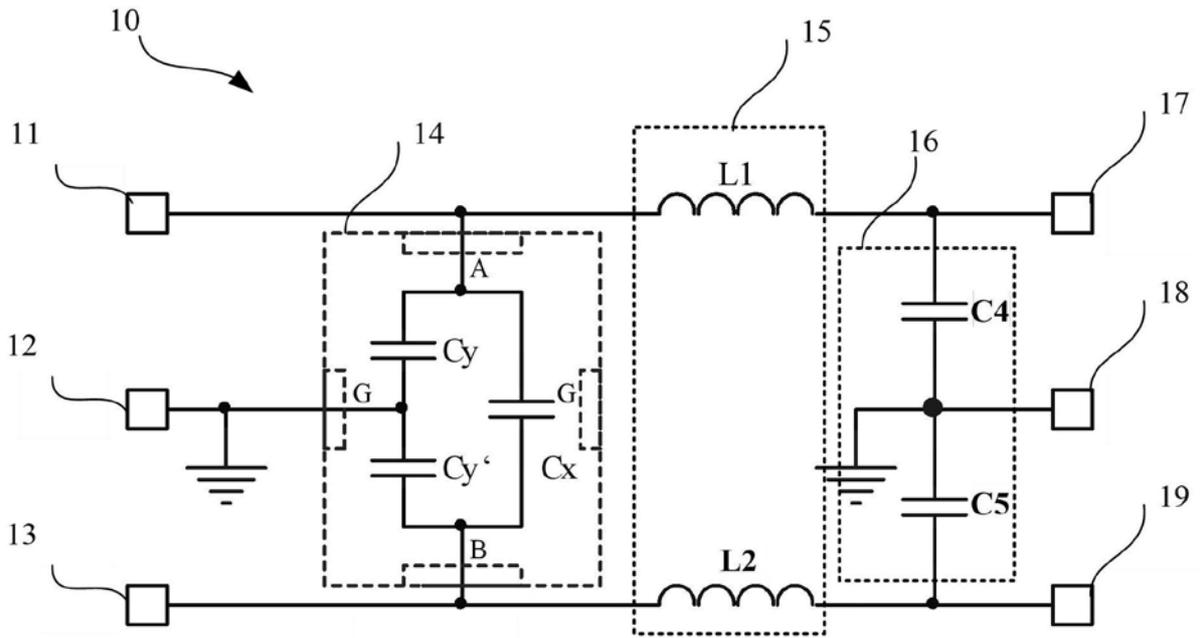


图1

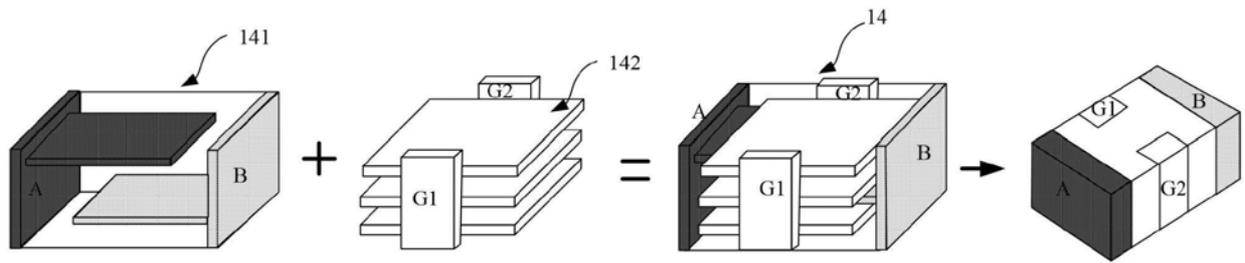


图2

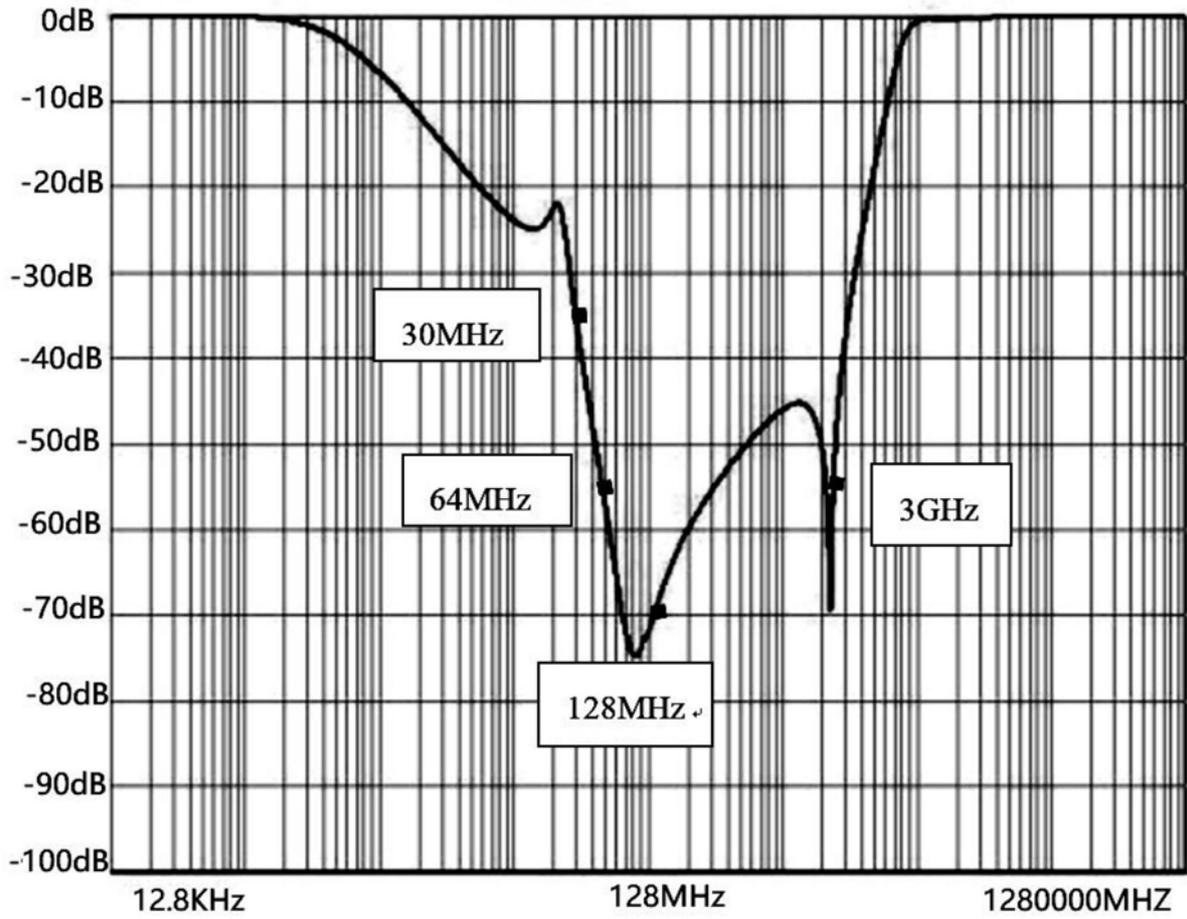


图3

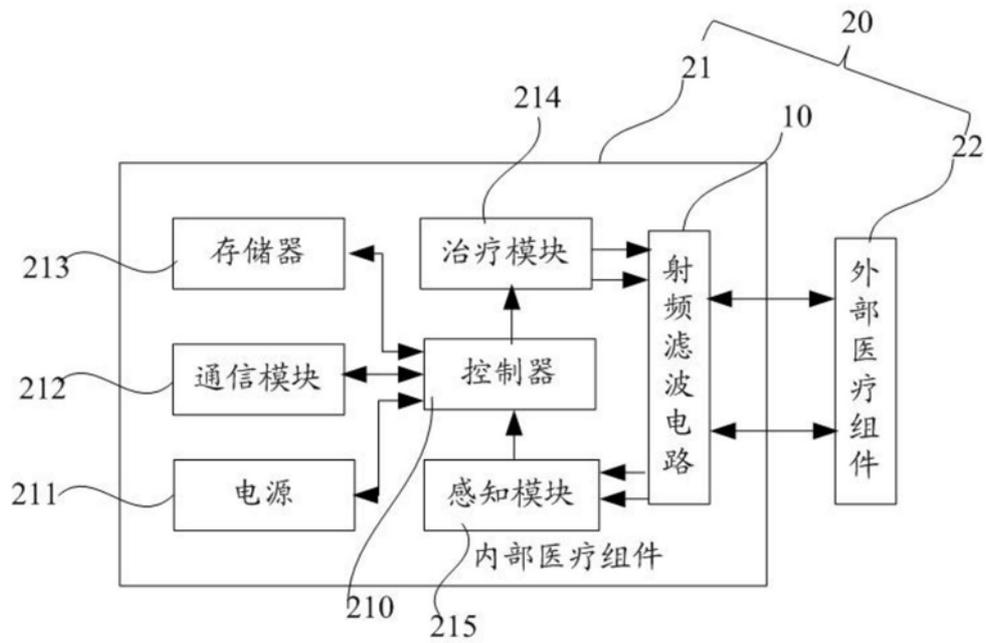


图4

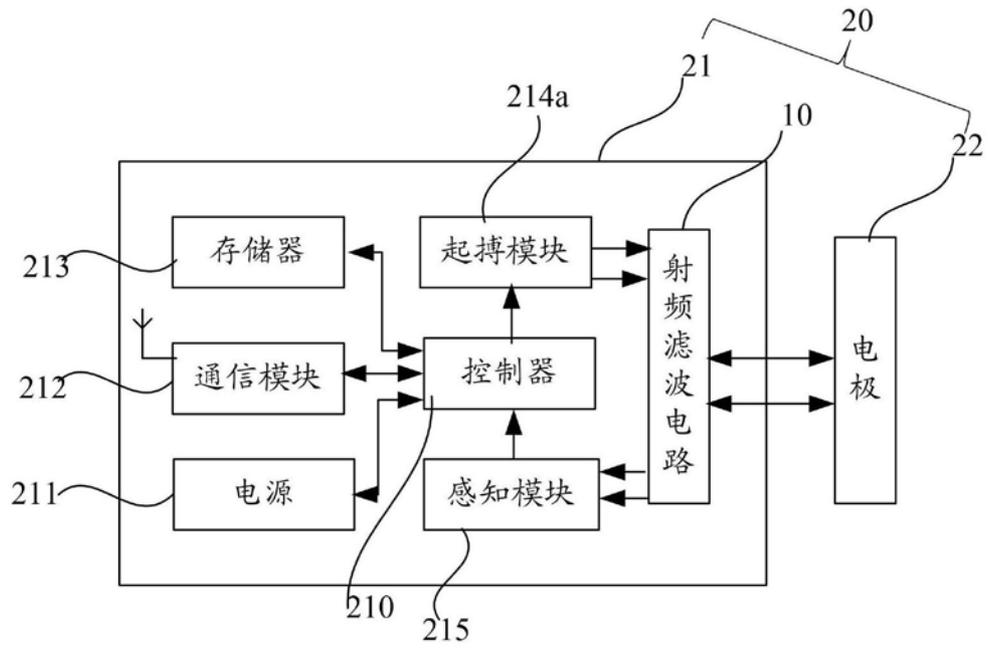


图5

专利名称(译)	滤波电路及电子装置		
公开(公告)号	CN110456291A	公开(公告)日	2019-11-15
申请号	CN201910803568.X	申请日	2019-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	创领心律管理医疗器械(上海)有限公司		
申请(专利权)人(译)	创领心律管理医疗器械(上海)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	创领心律管理医疗器械(上海)有限公司		
[标]发明人	张毅 邱丰伟		
发明人	张毅 邱丰伟		
IPC分类号	G01R33/28 G01R33/36 A61B5/055 A61B5/00 A61N1/362 A61N1/39		
CPC分类号	A61B5/055 A61B5/725 A61N1/362 A61N1/395 A61N1/39622 G01R33/288 G01R33/3607 G01R33/3621		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种滤波电路及电子装置，具有依次连接的差共模滤波模块、差模滤波模块和共模滤波模块，能够对MRI过程中产生的射频信号或EMC测试中的电磁波干扰信号等提供良好的抑制效果，且电路结构简单，占用空间小；而且还能够平衡输入阻抗，提升共模、差模抑制性能，提高实际信号的感测或输出效果；此外，滤波电路输出的信号完全是共模信号，不会在阳极输出端和阴极输出端之间产生电磁波干扰信号引起的电位差，也就没有电磁波干扰信号引起的电流流过后级电路的负载，由此有利于提高滤波电路的输出端连接的后级电路进一步对电磁波干扰信号的抑制衰减效果。

