



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110547826 A

(43)申请公布日 2019.12.10

(21)申请号 201910935295.4

(22)申请日 2019.09.29

(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 赵传东

(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 王兆林

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

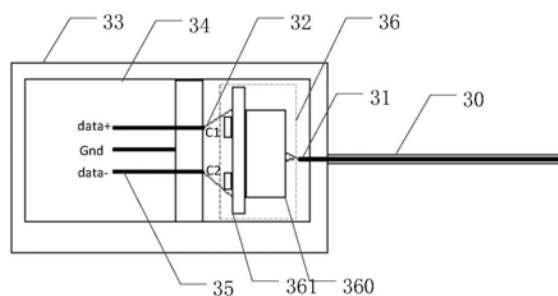
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种IVUS及其导管

(57)摘要

本发明公开了一种IVUS及其导管,其中,该导管包括鞘管和转接头,转接头包括用于与控制器的插座连接的外壳和外壳内的旋转部,旋转部被插座驱动并带动鞘管中的驱动轴旋转,从而带动超声换能器旋转以进行信号采集。在旋转部中还设置有抗扰电路,超声换能器将采集的信号通过信号线传输至抗扰电路,由抗扰电路传输给控制器进行信号处理。由此可见,本申请中的抗扰电路是设置在导管内部,并且跟随导管中的旋转部同时旋转,由于导管的直径较小,使得信号传导经过的材料Q值低,且表面积小,所以对应的寄生电容小,大大降低了将寄生电容引入控制器的风险。相对于现有技术而言,本申请的技术方案可以对于干扰信号的隔离效果有明显的提高。



1. 一种IVUS导管,包括鞘管(30)和转接头,所述转接头包括用于将鞘管(30)与控制器2的插座连接的外壳(33)和外壳(33)内的旋转部(34),所述旋转部(34)被所述插座驱动并带动所述鞘管(30)中的驱动轴(31)旋转;其特征在于,所述旋转部(34)内设置有抗扰电路(36),所述抗扰电路(36)的一端通过信号线(32)与超声换能器电连接,所述抗扰电路(36)的另一端与所述插座电连接。

2. 根据权利要求1所述的导管,其特征在于,所述抗扰电路(36)包括共模电感和电容构成的谐振结构,所述共模电感分别与所述信号线(32)和所述电容电连接,所述电容与所述插座电连接。

3. 根据权利要求2所述的导管,其特征在于,所述电容包括第一电容和第二电容,所述第一电容和所述共模电感中的第一电感构成串联谐振、所述第二电容与所述共模电感中的第二电感构成串联谐振。

4. 根据权利要求3所述的导管,其特征在于,所述抗扰电路(36)还包括第三电容,所述第三电容通过所述第一电容和所述第二电容与所述共模电感电连接。

5. 根据权利要求4所述的导管,其特征在于,所述第三电容具体为超高频电容。

6. 根据权利要求3或4所述的导管,其特征在于,所述谐振结构为2个,并串联连接以构成二级串联谐振。

7. 根据权利要求6所述的导管,其特征在于,所述第三电容与所述第一电容和所述第二电容的公共端通过导管插针(35)与所述插座电连接。

8. 根据权利要求4所述的导管,其特征在于,所述抗扰电路(36)还包括双面电路板(361),所述共模电感和所述第三电容设置于所述双面电路板的一面,所述第三电容置于所述共模电感的环形磁芯(360)中,所述第一电容和所述第二电容设置于所述双面电路板(361)的另一面。

9. 根据权利要求8所述的导管,其特征在于,所述双面电路板(361)具体为FR4材质环氧板。

10. 一种IVUS,包括主机(1)、控制器(2),其特征在于,还包括权利要求1-9任意一项所述的IVUS导管。

一种IVUS及其导管

技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理技术领域,特别是涉及一种IVUS及其导管。

背景技术

[0002] IVUS是血管内超声回波成像系统的简称,用于对人体内的血管进行检测,在医疗领域被广泛应用。图1为现有技术提供的一种IVUS的结构示意图。IVUS主要包括主机1、控制器2、导管3,其中,导管3的一端连接控制器2,控制器2再通过传输线与主机1连接,用于将超声换能器采集到的回波信号作信号处理,从而实现诊断。控制器2主要包含有电机、电源和信号处理电路(例如,信号放大、信号分析及处理等)。在具体实施中,导管和控制器的连接是通过导管上的转接头实现的。图2为现有技术提供的一种导管的结构示意图。如图2所示,导管3包括鞘管30和鞘管30内的驱动轴31和信号线32、超声换能器(图中未示出)以及转接头,其中,转接头包括外壳33、旋转部34、导管插针35。超声换能器设置在鞘管内,并且是远离控制器的一端,驱动轴通常是两个一大一小的嵌套在一起的双层弹簧管,它们的绕向相反,较小的弹簧管中间包含有两根信号线,两根信号线一端与超声换能器连接,另一端与导管插针连接以与控制器连接。外壳具有与控制器的插座相配合的结构,实现固定的作用,旋转部与控制器中的电机所带动的一个旋转轴连接,并在电机的驱动下旋转,从而带动驱动轴转动实现超声换能器的旋转。

[0003] 由于导管插入人体内部的长度太长(1米以上),因此而引起的信号干扰现象非常严重,并且因心脏器械的安规要求,其漏电流 $<10\mu\text{A}$,更加大了信号抗扰的难度,又由于它一直在以30/s的速度旋转,造成IVUS的图像干扰问题非常严重。

[0004] 现有技术中,为了降低信号干扰,采取的措施一般是在控制器中的信号处理电路上增加干扰抑制电路、或在旋转变压器上增加隔离装置等。虽然以上措施能够减少信号干扰,从而改善图像质量,但是改善的效果是有限的。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种IVUS导管,用于连接超声换能器和控制器,从而将超声换能器采集的信号传输至控制器进行信号分析,该导管的内部设置有抗扰电路,大大降低了将寄生电容引入控制器的风险,对于干扰信号的隔离效果有明显的提高。此外,本发明的目的还提供一种包含该导管的IVUS。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明提供一种IVUS导管,包括鞘管30和转接头,所述转接头包括用于将鞘管30与控制器2的插座连接的外壳33和外壳33内的旋转部34,所述旋转部34被所述插座驱动并带动所述鞘管30中的驱动轴31旋转;其特征在于,所述旋转部34内设置有抗扰电路36,所述抗扰电路36的一端通过信号线32与超声换能器电连接,所述抗扰电路36的另一端与所述插座电连接。

[0007] 优选地,所述抗扰电路36包括共模电感和电容构成的谐振结构,所述共模电感分别与所述信号线32和所述电容电连接,所述电容与所述插座电连接。

[0008] 优选地,所述电容包括第一电容和第二电容,所述第一电容和所述共模电感中的第一电感构成串联谐振、所述第二电容与所述共模电感中的第二电感构成串联谐振。

[0009] 优选地,所述抗扰电路36还包括第三电容,所述第三电容通过所述第一电容和所述第二电容与所述共模电感电连接。

[0010] 优选地,所述第三电容具体为超高频电容。

[0011] 优选地,所述谐振结构为2个,并串联连接以构成二级串联谐振。

[0012] 优选地,所述第三电容与所述第一电容和所述第二电容的公共端通过导管插针35与所述插座电连接。

[0013] 优选地,所述抗扰电路36还包括双面电路板361,所述共模电感和所述第三电容设置于所述双面电路板的一面,所述第三电容置于所述共模电感的环形磁芯360中,所述第一电容和所述第二电容设置于所述双面电路板361的另一面。

[0014] 优选地,所述双面电路板361具体为FR4材质环氧板。

[0015] 为解决上述技术问题,本发明提供一种IVUS,包括主机1、控制器2,还包括所述的IVUS导管。

[0016] 本发明所提供的应用于IVUS的导管,包括鞘管和转接头,转接头包括用于与控制器的插座连接的外壳和外壳内的旋转部,旋转部被插座驱动并带动鞘管中的驱动轴旋转,从而带动超声换能器旋转以进行信号采集。在旋转部中还设置有抗扰电路,超声换能器将采集的信号通过信号线传输至抗扰电路,由抗扰电路传输给控制器进行信号处理。由此可见,本申请中的抗扰电路是设置在导管内部,并且跟随导管中的旋转部同时旋转,由于导管的直径较小,使得信号传导经过的材料Q值低,且表面积小,所以对应的寄生电容小,大大降低了将寄生电容引入控制器的风险。相对于现有技术而言,本申请的技术方案可以对于干扰信号的隔离效果有明显的提高。

[0017] 此外,应用于本申请提供的导管的IVUS,同样具有上述有益效果。

附图说明

[0018] 为了更清楚地说明本发明实施例,下面将对实施例中所需要使用的附图做简单的介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,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,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0019] 图1为现有技术提供一种IVUS的结构示意图;

[0020] 图2为现有技术提供一种导管的结构示意图;

[0021] 图3为本发明实施例提供一种IVUS导管的结构图;

[0022] 图4为本发明实施例提供一种抗扰电路的原理图;

[0023] 图5为本发明实施例提供一种天线效应干扰的波形图;

[0024] 图6为采用本发明提供的抗扰电路后信号波形图;

[0025] 图7为本发明实施例提供的另一种抗扰电路的原理图。

[0026] 附图标记如下:1为主机、2为控制器、3为导管、30为鞘管31为驱动轴31、32为信号线、33为外壳、34为旋转部、35为导管插针、36为抗扰电路、360为环形磁芯、361为双面电路板、L1为第一电感、L2为第二电感、L3为第三电感、L4为第四电感、C1为第一电容、C2为第二电容、C3为第三电容、C4为第四电容、C5为第五电容。

具体实施方式

[0027] 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,都属于本发明保护范围。

[0028] 本发明的核心是提供一种IVUS及其导管。

[0029] 为了使本技术领域的人员更好地理解本发明方案,下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步的详细说明。

[0030] 图3为本发明实施例提供的一种IVUS导管的结构图。如图3所示,该导管3包括鞘管30和转接头,转接头包括用于将鞘管30与控制器2的插座连接的外壳33和外壳33内的旋转部34,旋转部34被插座驱动并带动鞘管30中的驱动轴31旋转,其中,旋转部34内设置有抗扰电路36,抗扰电路36的一端通过信号线32与超声换能器电连接,抗扰电路36的另一端与插座电连接。

[0031] 本实施例中,驱动轴31和超声换能器位于鞘管内,当工作人员需要采集人体内血管的信号时,将鞘管30插入血管中,由于鞘管30外壁光滑,并且驱动轴31和超声换能器在鞘管30内部,所以即使驱动轴31和超声换能器在鞘管30内旋转,也不会直接作用在血管壁上以免损坏血管。另外,鞘管30的作用还可以保护驱动轴31,避免弯折而损坏,通常情况下,鞘管30采用高分子材料,可以理解的是,对于鞘管30的直径本发明不作限定,考虑到降低对血管的伤害,鞘管30应尽量纤细,但是又由于鞘管30内需要装驱动轴31和超声换能器,所以其直径也会受到限制,在一种具体实施例中,鞘管30的直径可以为1mm,当然这仅仅是一种具体实现方式,并不代表只有这一种参数可选。

[0032] 在具体实施中,导管3和控制器2的连接是通过导管3上的转接头实现的,导管3的两端分别是超声换能器和转接头。具体的,转接头的外壳33和控制器2中的插座连接,实现固定的目的。控制器2中包含有电机,该电机带动一个连接轴,该轴具有插头,用于与转接头的旋转部34连接,当电机转动时该连接轴也会转动,从而带动旋转部34同步旋转,旋转部34再带动驱动轴31旋转,使得超声换能器能够在鞘管30内转动,采集相应的信号。

[0033] 由于超声换能器采集到的回波信号需要通过信号线32传输至控制器2,最终传输至主机1以进行信号分析,因此,如何降低进入到控制器2中的干扰信号是保证信号分析准确的前提。为了解决这一问题,本实施例中,将抗扰电路36设置在控制器2的前端,即上文提到的,将抗扰电路36设置在转接头中,当信号线32将信号传输至控制器2之前,先经过抗扰电路36,然后再将信号传输至控制器2中。此外,抗扰电路36是设置在导管3内的旋转部34,是跟随旋转部同时旋转的,而导管3的直径较小,使得信号传导经过的材料Q值低,且表面积小,所以对应的寄生电容小,大大降低了将寄生电容引入控制器的风险。可以理解的是,信号干扰的类型分为共模干扰和差模干扰以及天线效应干扰等,因此,对应的抗扰电路36可以为共模干扰的抗扰电路,差模干扰的抗扰电路或者天线效应干扰的抗扰电路等,本实施例对于抗扰电路的类型不作限定。

[0034] 此外,为了进一步提高抗干扰的能力,还可以在控制器2中的旋转变压器的后端连接带通滤波器,本发明不再赘述。

[0035] 本实施例提供的应用于IVUS的导管,包括鞘管和转接头,转接头包括用于与控制

器的插座连接的外壳和外壳内的旋转部,旋转部被插座驱动并带动鞘管中的驱动轴旋转,从而带动超声换能器旋转以进行信号采集。在旋转部中还设置有抗扰电路,超声换能器将采集的信号通过信号线传输至抗扰电路,由抗扰电路传输给控制器进行信号处理。由此可见,本申请中的抗扰电路是设置在导管内部,并且跟随导管中的旋转部同时旋转,由于导管的直径较小,使得信号传导经过的材料Q值低,且表面积小,所以对应的寄生电容小,大大降低了将寄生电容引入控制器的风险。相对于现有技术而言,本申请的技术方案可以对干扰信号的隔离效果有明显的提高。

[0036] 图4为本发明实施例提供的一种抗扰电路的原理图。在上述实施例的基础上,作为优选地实施方式,抗扰电路36包括共模电感和电容构成的谐振结构,共模电感分别与信号线32和电容电连接,电容与插座电连接。

[0037] 本实施例中,抗扰电路36具体包括共模电感和电容。

[0038] 其中,共模电感用于抑制共模干扰和天线效应干扰,共模电感为两个电感反向绕在同一个环形磁芯360上。

[0039] 具体工作原理:

[0040] 1) 抑制共模干扰

[0041] 第一电感L1和第二电感L2反向绕在一起,能够对正常信号产生的感抗相互抵销,感抗为零,因此正常信号不受影响。当干扰信号为共模信号时,是data+/data-共同与GND作用的结果,因此第一电感L1和第二电感L2对它有着非常强的抑制作用。

[0042] 2) 抑制天线效应干扰;

[0043] 天线效应干扰是指当导体长度等于1/4波长时,其两端对电磁波的接收刚好处在波峰和波谷,这时可以聚集大量的干扰信号,严重影响了正常信号的传输。如图1所示,导管3与主机1连接,主机1又与外电网连接,外电网是一个长度非常长的、可达数百公里的导线,整个的导线形成了一个在其长度范围内的电磁干扰波的接受机制。图5为本发明实施例提供的一种天线效应干扰的波形图,如图5所示,横轴为时间轴,纵轴为幅度值,信号被淹没在干扰信号中,无法提取。本实施例中,第一电感L1和第二电感L2阻断了导管3与主机1和外电网的连接,对交流信号,电感等于断路,以此将波长限制在了导管有效导体长度的范围内,在一种具体实施例中,导管长度为1.6米,其中导体长度为1.2米,那么就有:1.2米*4=4.8米波长以下的干扰才能被接收到,从而大大减少了干扰带宽。根据公式 $f=v/s$,可得频率 $3*10^8/4.8=62.5\text{MHz}$ 以上的频率才能产生天线效应,而频率越高,传输时衰减越大,到了60.5MHz以上的频率,空间的电磁波强度已经很低了,这就将绝大部分的强干扰屏蔽在了电路外。

[0044] 共模电感和电容构成谐振结构,通过设置谐振频率即所选通过的频率,使得选定的超声换能器的工作频率的信号通过效果更佳,其他频率的信号(噪音)通过时严重衰减。本实施例中对于共模电感和电容的连接方式不作限定,可以通过导线电连接,也可以通过电路板电连接。可以理解的是,通过电路板电连接的方式可靠性高,不易脱落和断开,电路板可以采用PCB,本发明不作限定。

[0045] 进一步的,电容包括第一电容C1和第二电容C2,第一电容C1和共模电感中的第一电感L1构成串联谐振、第二电容C2与共模电感中的第二电感L2构成串联谐振。如图4所示,data+和data-是PULSE信号线和回波信号线共同的通路。第一电感L1的第一端和第二电感

L2的第一端作为抗扰电路36的两个端用于与超声换能器连接,第一电感L1的第二端与第一电容C1的第一端连接,第二电感L2的第二端与第二电容C2的第一端连接。其中,当第一电容C1的容抗与第一电感L1的感抗相等时,第一电容C1和第一电感L1发生谐振,当第二电容C2的容抗与第二电感L2的感抗相等时,第二电容C2和第二电感L2发生谐振,谐振时的信号频率为:

$$[0046] \quad f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}, \text{其中,L为感抗,C为容抗。}$$

[0047] 为了便于理解,本发明给出图4中各器件与图3的对应关系,图4中的第一电感L1和第二电感L2反向绕在一起构成图3中的环形磁芯360。

[0048] 在抗扰电路36工作时,第一电感L1与第一电容C1形成串联谐振选频器,第二电感L2和第二电容C2组成同一频率的串联谐振电路选频器,对正常信号和干扰信号的复合信号进行选频,谐振点刚好是工作频率,这样,除正常信号外,再一次滤除了其他干扰信号。

[0049] 图6为采用本发明提供的抗扰电路后信号波形图,如图6所示,横轴为时间轴,纵轴为幅度值,可以看出,干扰信号被抵制,正常回波信号不受影响,保持着原来的幅度,可以明显的从杂波中突显出来,能很轻易的被主机算法识别出来。

[0050] 本实施例中,抗扰电路包括共模电感和电容,其中,共模电感能够消除共模干扰信号,而共模电感和电容构成的串联谐振能够消除差模干扰信号。

[0051] 进一步的,抗扰电路还包括第三电容C3,第三电容C3通过第一电容C1和第二电容C2与共模电感电连接。

[0052] 如图4所示,第一电容C1的第二端与第三电容C3的第一端连接,第二电容C2的第二端与第三电容C3的第二端连接,第一电容C1和第三电容C3的公共端和第二电容C2和第三电容C3的公共端分为作为抗扰电路的输出端。在具体实施中,第三电容C3的容值要远远小于第一电容C1和第二电容C2的容值,第三电容C3用于短路交流信号,大于谐振频率的信号无法通过,起到一个低通滤波的作用。作为优选地实施方式,第三电容C3具体为超高频电容。

[0053] 图7为本发明实施例提供的另一种抗扰电路的原理图。如图7所示,在上一实施例的基础上,作为优选地的实施方式,谐振结构为2个,并串联连接以构成二级串联谐振,即图7相对于图4而言,包含有两组串联谐振,第一电感L1和第一电容C1串联,第二电感L2和第二电容C2串联构成串联谐振,第三电感L3和第四电容C4串联,第四电感L4和第五电容C5串联构成串联谐振。作为优选地实施方式,第三电容C3与第一电容C1和第二电容C2的公共端通过导管插针32与插座电连接。导管插针32的作用是将PULSE信号及回波信号传输至超声换能器或主机1,可以理解的是,除了导管插针32这一种连接方式外,还可以通过其它导体连接,只要能够实现信号的传输即可。

[0054] 在具体实施中,共模电感的尺寸越大越好,然而受导管直径的限制,共模电感的尺寸不能太大。如图3所示,抗扰电路36还包括双面电路板361,共模电感和第三电容C3设置于双面电路板361的一面,第三电容C3置于共模电感的环形磁芯360中,第一电容C1和第二电容C2设置于双面电路板的另一面。本实施例中,采用双面电路板361,将第一电容C1和第二电容C2与共模电感分别设置在双面电路板的不同面上,可以在有限的面积上使用较大尺寸的共模电感。作为优选的实施方式,双面电路板361具体为FR4材质环氧板。FR4材质环氧板的机械性能、尺寸稳定性、抗冲击性、耐湿性能较好,且电气性能优良,工作温度较高,本身

性能受环境影响小,广泛应用于双面PCB。可以理解的是,采用何种材质的电路板并不影响本方案的实施。

[0055] 最后,本发明还提供一种IVUS,该IVUS,包括主机1、控制器2,还包括上述任一实施例所述的IVUS导管。

[0056] 由于在上述实施例中,对于IVUS导管以及IVUS导管与控制器2的连接关系进行了详细说明,故本实施例不再赘述。

[0057] 本实施例提供的IVUS,包括导管,该导管包括鞘管和转接头,转接头包括用于与控制器的插座连接的外壳和外壳内的旋转部,旋转部被插座驱动并带动鞘管中的驱动轴旋转,从而带动超声换能器旋转以进行信号采集。在旋转部中还设置有抗扰电路,超声换能器将采集的信号通过信号线传输至抗扰电路,由抗扰电路传输给控制器进行信号处理。由此可见,本申请中的抗扰电路是设置在导管内部,并且跟随导管中的旋转部同时旋转,由于导管的直径较小,使得信号传导经过的材料Q值低,且表面积小,所以对应的寄生电容小,大大降低了将寄生电容引入控制器的风险。相对于现有技术而言,本申请的技术方案可以对于干扰信号的隔离效果有明显的提高。

[0058] 以上对本发明所提供的IVUS及其导管进行了详细介绍。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。应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以对本发明进行若干改进和修饰,这些改进和修饰也落入本发明权利要求的保护范围内。

[0059] 还需要说明的是,在本说明书中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

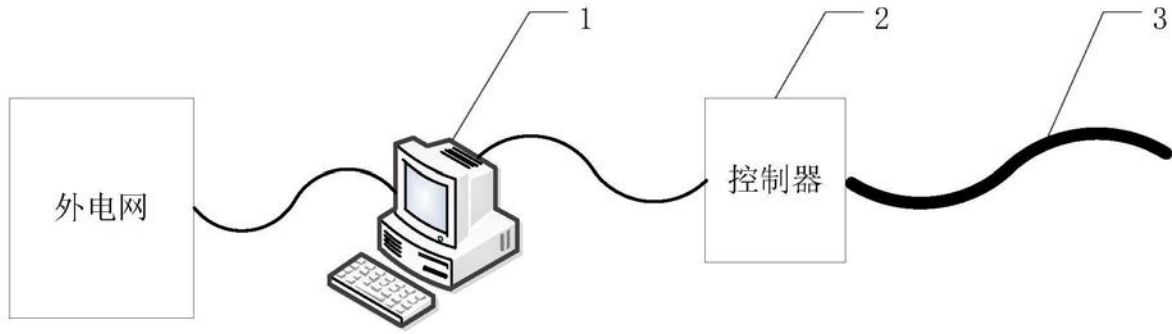


图1

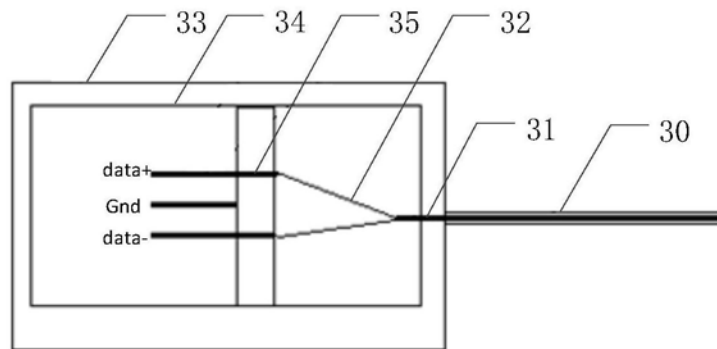


图2

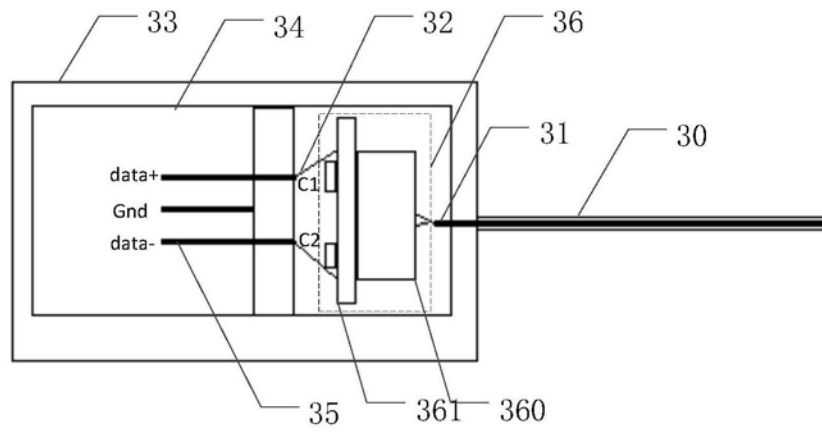


图3

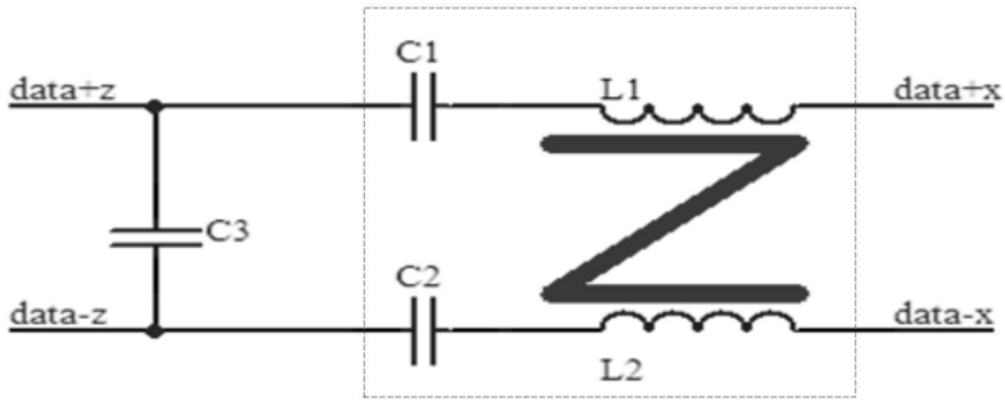


图4

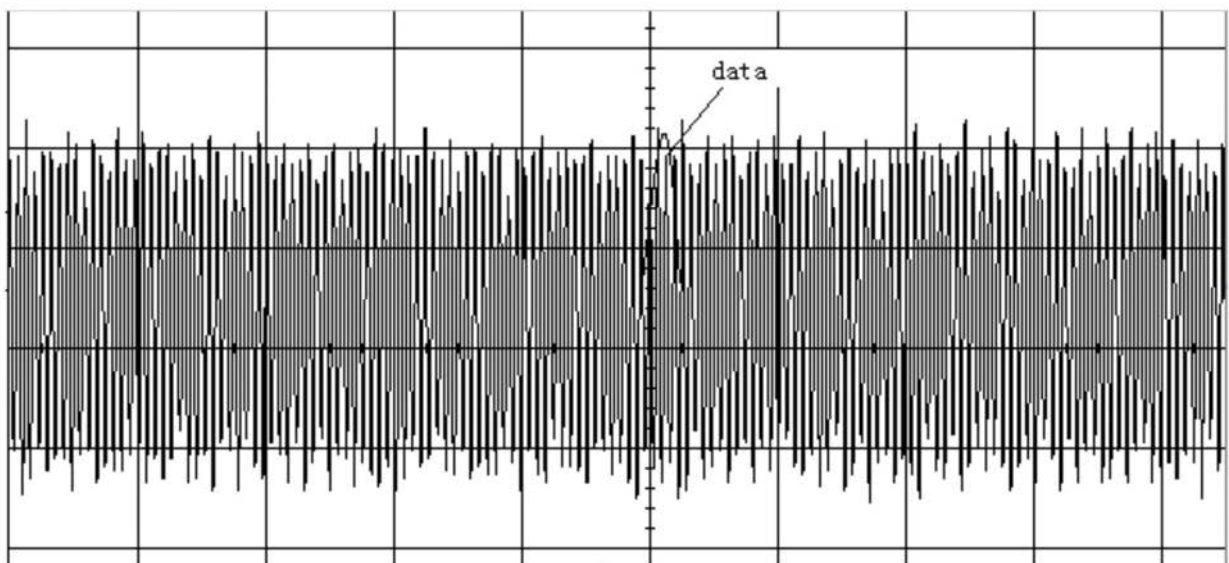


图5

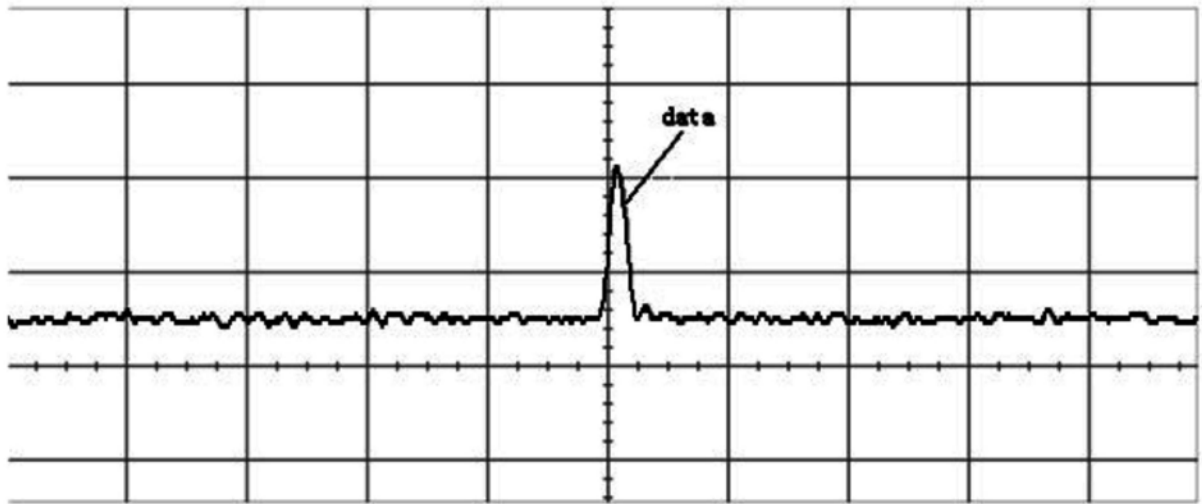


图6

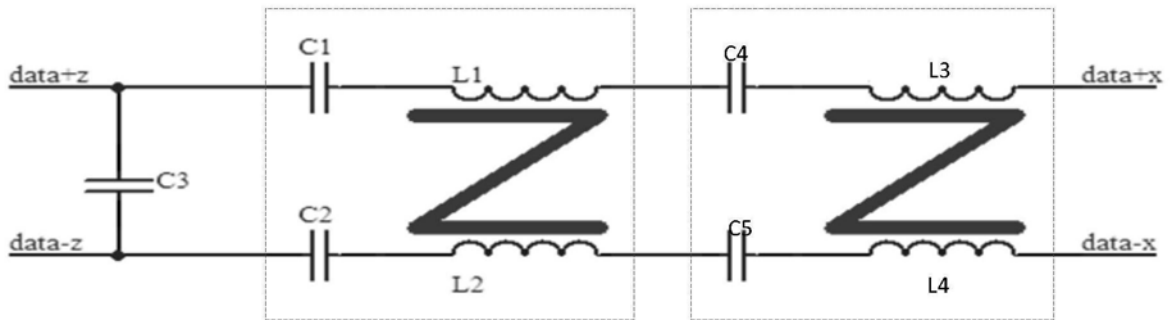


图7

专利名称(译)	一种IVUS及其导管		
公开(公告)号	CN110547826A	公开(公告)日	2019-12-10
申请号	CN201910935295.4	申请日	2019-09-29
[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	赵传东		
发明人	赵传东		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483		
代理人(译)	王兆林		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

本发明公开了一种IVUS及其导管，其中，该导管包括鞘管和转接头，转接头包括用于与控制器的插座连接的外壳和外壳内的旋转部，旋转部被插座驱动并带动鞘管中的驱动轴旋转，从而带动超声换能器旋转以进行信号采集。在旋转部中还设置有抗扰电路，超声换能器将采集的信号通过信号线传输至抗扰电路，由抗扰电路传输给控制器进行信号处理。由此可见，本申请中的抗扰电路是设置在导管内部，并且跟随导管中的旋转部同时旋转，由于导管的直径较小，使得信号传导经过的材料Q值低，且表面积小，所以对应的寄生电容小，大大降低了将寄生电容引入控制器的风险。相对于现有技术而言，本申请的技术方案可以对干扰信号的隔离效果有明显的提高。

