



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105911488 B

(45)授权公告日 2019.08.16

(21)申请号 201610231301.4
 (22)申请日 2016.04.14
 (65)同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 105911488 A
 (43)申请公布日 2016.08.31
 (73)专利权人 中国科学院上海微系统与信息技术研究所
 地址 200050 上海市长宁区长宁路865号
 (72)发明人 王永良 徐小峰 张树林 谢晓明
 (74)专利代理机构 上海光华专利事务所(普通合伙) 31219
 代理人 余明伟
 (51)Int.Cl.
 G01R 33/035(2006.01)
 (56)对比文件
 CN 1379860 A,2002.11.13,
 CN 105203978 A,2015.12.30,

CN 2553388 Y,2003.05.28,
 CN 1489700 A,2004.04.14,
 CN 1525190 A,2004.09.01,
 CN 103954918 A,2014.07.30,
 JP 特开2004-527282 A,2004.09.09,
 US 2014/0028220 A1,2014.01.30,
 WO 96/10759 A1,1996.04.11,
 US 2013/0127468 A1,2013.05.23,
 US 2002/0180441 A1,2002.12.05,
 伍俊等.基于SQUID自举电路的新型高精度超导磁力仪.《仪表技术与传感器》.2015,(第9期),28-30,34.
 陈亮等.超导梯度计及其对环境噪声的抑制能力.《功能材料与器件学报》.2008,第14卷(第6期),971-976.
 郎佩琳等.高阶高温超导量子干涉器件平面式梯度计的设计.《物理学报》.2004,第53卷(第10期),3530-3534.

审查员 张虹

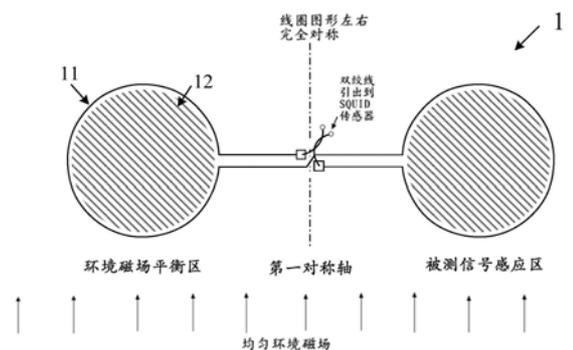
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种超导磁传感器探测线圈及探测器

(57)摘要

本发明提供一种超导磁传感器探测线圈及探测器,包括:超导梯度线圈,所述超导梯度线圈为平面线圈,采用平衡的超导绕线结构,包括对称分布的环境磁场平衡区和被测信号感应区,所述环境磁场平衡区和所述被测信号感应区设置有高磁导率材料。基于上述超导磁传感器探测线圈以及SQUID磁传感器构成探测器。本发明提出一种超导磁传感器的探测线圈及探测器,通过在平衡结构的探测线圈中加入高磁导率的材料,实现更多微弱磁信号的捕获,从而增加被测信号的信噪比,应用于胎儿心磁等微弱磁场的检测,具有重要的提升微弱心磁信号检测的能力,提升心磁图仪对胎儿心脏信号监测的能力,具有重要的意义。



CN 105911488 B

1. 一种超导磁传感器探测线圈,其特征在于,所述超导磁传感器探测线圈至少包括:

超导梯度线圈,所述超导梯度线圈为平面线圈,采用平衡的超导绕线结构,包括对称分布的环境磁场平衡区和被测信号感应区,所述环境磁场平衡区和所述被测信号感应区内分别设置具有相同介质参数的高磁导率材料,所述高磁导率材料的相对磁导率不小于10;

所述超导梯度线圈为平面一阶梯度线圈,超导导线依第一对称轴走线,所述第一对称轴两侧包围的环境磁场平衡区和被测信号感应区面积相等且对称分布,所述第一对称轴两侧超导导线的绕线方向相反,超导导线的线端在所述第一对称轴处引出;

或,所述超导梯度线圈为平面二阶梯度线圈,超导导线依第二对称轴及第三对称轴走线,所述第二对称轴与所述第三对称轴垂直分布,所述第二对称轴及所述第三对称轴形成的4个区域中的两个环境磁场平衡区和两个被测信号感应区面积相等、交替分布且相互对称,所述第二对称轴及所述第三对称轴两侧超导导线的绕线方向相反,超导导线的线端在所述第二对称轴和所述第三对称轴的交汇处引出。

2. 根据权利要求1所述的超导磁传感器探测线圈,其特征在于:所述超导梯度线圈为单匝线圈或多匝线圈。

3. 根据权利要求1所述的超导磁传感器探测线圈,其特征在于:所述介质参数包括磁导率、填充空间。

4. 根据权利要求1所述的超导磁传感器探测线圈,其特征在于:所述高磁导率材料为铁氧体。

5. 一种探测器,其特征在于,所述探测器至少包括:

如权利要求1~4任意一项所述的超导磁传感器探测线圈以及SQUID磁传感器,所述超导磁传感器探测线圈将被测磁场信号转化为电流信号,所述SQUID磁传感器将所述超导磁传感器探测线圈检测到的电流信号转换为相应的电压信号。

6. 根据权利要求5所述的探测器,其特征在于:所述超导磁传感器探测线圈与所述SQUID磁传感器通过双绞超导导线连接。

7. 根据权利要求5所述的探测器,其特征在于:所述SQUID磁传感器包括SQUID器件和SQUID读出电路,所述SQUID器件获取所述超导磁传感器探测线圈检测到的信号并输出至所述SQUID读出电路,所述SQUID读出电路产生与所述超导磁传感器探测线圈检测到的信号呈线性关系的电压信号。

一种超导磁传感器探测线圈及探测器

技术领域

[0001] 本发明涉及微弱磁场探测领域,特别是涉及一种超导磁传感器探测线圈及探测器。

背景技术

[0002] 基于超导量子干涉器件(Superconducting Quantum Interference Device,以下简称SQUID)的磁探测器是目前已知的噪声水平最低、最灵敏的磁探测器。广泛应用于生物磁场、地球磁场异常、极低场核磁共振等微弱磁场探测应用领域,其探测灵敏度已经达到飞特(10^{-15} 特斯拉)量级。在极微弱磁场探测、科学研究中具有很高的科研和应用价值。

[0003] 如图1所示,基于超导量子干涉器件SQUID的磁探测器主要由以下几个部分组成:

[0004] 1、探测线圈,即超导拾取线圈:根据被测信号源的磁场空间分布,绕制线圈,用于耦合被测信号磁场产生的磁通。拾取线圈采用超导线绕制,并接入SQUID器件中同样是超导线绕制的输入线圈,构成一个超导环路。根据超导环路的磁通量子化效应,拾取线圈耦合的磁通将使超导环按比例产生电流 I_s ,该电流流入SQUID器件的输入线圈再产生磁通耦合到SQUID磁通传感器中。

[0005] 2、SQUID磁通传感器由SQUID器件和其配套的SQUID读出电路构成,将SQUID感受的磁通量按比例线性转换成电压 V_{out} 。

[0006] 这样超导绕制的磁通拾取线圈和SQUID磁通传感器结合,就实现了被测磁场的捕获的磁场-电压的线性转换。形成了具有磁场检测能力的磁探测器。由于其灵敏度非常高,因此广泛应用在微弱磁信号的仪器设备中。

[0007] 超导量子干涉其微弱磁探测器中的一个重要应用领域是生物磁场探测,构建心磁图仪等高端医疗设备。其中胎儿心磁图仪具有重要的应用潜力。胎儿心脏异常的探测手段非常有限,超声只能进行结构性检测,心电方法由于母体电导问题,难以获得有效心电信号。只有心磁信号不受母体电导问题影响,可以有效反映胎儿心脏活动信息,同时完全无创检测,因此胎儿心磁探测称为胎儿心脏检测的重要手段。

[0008] 胎儿心磁信号探测仪器的核心是超导量子干涉其磁传感器,胎儿心磁信号非常微弱,最大只有几个pT(皮特斯拉, 10^{-12} 特斯拉),相比与几个微特(微特: 10^{-6} 特斯拉)地球环境磁场的波动,要提取出高信噪比的信号非常困难。因此在传统SQUID磁探测器的基础上进行探头的特殊设计,才能在强大的背景干扰磁场中获取微弱胎儿心磁信号。

[0009] 基于超导量子干涉器的磁场探测器具有极高的灵敏度,磁场分辨率可达到飞特(10^{-15} 特斯拉)量级。因为其高灵敏性,该传感器的测量量程一般较小,因此在进行微弱磁信号探测时,遇到了很大的挑战,主要原因是我们所处的环境中充满了地球磁场,地球磁场的大小在50微特(微特: 10^{-6} 特斯拉)左右,同时地球磁场的波动有几百纳特(纳特: 10^{-9} 特斯拉)到几个微特。这个背景磁场干扰相对于SQUID磁探测器能分辨的信号是巨大的。因此在进行微弱磁信号探测时,这个背景噪声将严重影响探测信号的信噪比。

[0010] 解决上述问题,采用的技术手段有,

[0011] 1) 使用屏蔽室抑制环境磁场。目前使用SQUID磁探测器进行微弱磁信号探测时,需要在屏蔽室,一种具有环境磁场屏蔽的设备中进行。使用屏蔽室,占用空间大,使用不方便,同时造价非常昂贵(200万到1000万元),严重限制了SQUID传感器的应用。

[0012] 2) 使用梯度线圈抑制环境磁场。使用一阶或高阶的复杂的拾取线圈绕制方法,进行环境磁场抑制。

[0013] 如图2所示为现有技术中的一种平面一阶梯度计,梯度线圈绕制时形成两个磁场耦合面积,这两个面积大小相等,法线方向平行,两个面积耦合的磁通符号相反,即两个线圈的耦合的磁通量相减,因此分布均匀的磁场,同时耦合到两个线圈面积中的磁场产生的磁通相抵消,即共模信号抵消。而在两个面积上磁场分布不同的,即有梯度的磁场,在该梯度线圈上将转换成磁通,接入SQUID磁通传感器中进行电压转换。因此梯度线圈实现了梯度信号的探测,而对均匀磁场信号进行了抑制。即,梯度线圈具有磁场的共模抑制能力。图3所示为现有技术中的一种平面二阶梯度计,其工作原理与平面一阶梯度计相同,在此不一一赘述。

[0014] 传统的超导探测线圈,由于耦合区域的磁导率和周围环境是一样的,因此只是耦合由胎儿心脏发出的分散的磁通,线圈所在区域实际耦合的磁通非常微弱,因此难以实现高的探测信噪比。

发明内容

[0015] 鉴于以上所述现有技术的缺点,本发明的目的在于提供一种超导磁传感器探测线圈及探测器,用于解决现有技术中被测磁场信号微弱,难以实现高的探测信噪比的问题。

[0016] 为实现上述目的及其他相关目的,本发明提供一种超导磁传感器探测线圈,所述超导磁传感器探测线圈至少包括:

[0017] 超导梯度线圈,所述超导梯度线圈为平面线圈,采用平衡的超导绕线结构,包括对称分布的环境磁场平衡区和被测信号感应区,所述环境磁场平衡区和所述被测信号感应区设置有高磁导率材料,所述高磁导率材料的相对磁导率不小于10。

[0018] 优选地,所述超导梯度线圈为平面一阶梯度线圈,超导线依第一对称轴走线,所述第一对称轴两侧包围的环境磁场平衡区和被测信号感应区面积相等且对称分布,所述第一对称轴两侧超导线的绕线方向相反,超导线的线端在所述第一对称轴处引出。

[0019] 优选地,所述超导梯度线圈为平面二阶梯度线圈,超导线依第二对称轴及第三对称轴走线,所述第二对称轴与所述第三对称轴垂直分布,所述第二对称轴及所述第三对称轴形成的4个区域中的两个环境磁场平衡区和两个被测信号感应区面积相等、交替分布且相互对称,所述第二对称轴及所述第三对称轴两侧超导线的绕线方向相反,超导线的线端在所述第二对称轴和所述第三对称轴的交汇处引出。

[0020] 优选地,所述超导梯度线圈为单匝线圈或多匝线圈。

[0021] 优选地,所述环境磁场平衡区和所述被测信号感应区设置的高磁导率材料具有相同的介质参数。

[0022] 更优选地,所述介质参数包括磁导率、填充空间。

[0023] 优选地,所述高磁导率材料为铁氧体。

[0024] 为实现上述目的及其他相关目的,本发明还提供一种探测器,所述探测器至少包

括：

[0025] 上述超导磁传感器探测线圈以及SQUID磁传感器，所述超导磁传感器探测线圈将被测磁场信号转化为电流信号，所述SQUID磁传感器将所述超导磁传感器探测线圈检测到的电流信号转换为相应的电压信号。

[0026] 优选地，所述超导磁传感器探测线圈与所述SQUID磁传感器通过双绞超导线连接。

[0027] 优选地，所述SQUID磁传感器包括SQUID器件和SQUID读出电路，所述SQUID器件获取所述超导磁传感器探测线圈检测到的信号并输出至所述SQUID读出电路，所述SQUID读出电路产生与所述超导磁传感器探测线圈检测到的信号呈线性关系的电压信号。

[0028] 如上所述，本发明的超导磁传感器探测线圈及探测器，具有以下有益效果：

[0029] 本发明在传统超导探测线圈中加入高磁导率的磁棒由于线圈耦合面积所在区域加入了磁棒，因此超导线耦合的磁通量将大大增加，从而增强了胎儿心磁等微弱磁信号；同时使用了对称差模的探头设计形式，及使用了对称的两个线圈，线圈分布对称的安放相同的磁棒，这样本发明的超导线圈探头对环境共模磁场信号仍是抵消的，即不随着磁导率的变化而变化。因此，本发明在不增强共模环境磁场信号的情况下，由于磁导率的提高从而提高了被测磁信号的拾取强度，增加被测信号的信噪比，应用于胎儿心磁等微弱磁场的检测，具有提升微弱心磁信号检测的能力，提升心磁图仪对胎儿心脏信号监测的能力，具有重要的意义。

附图说明

[0030] 图1显示为现有技术中的基于超导量子干涉器件SQUID的磁探测器示意图。

[0031] 图2显示为现有技术中的一种平面一阶梯度计示意图。

[0032] 图3显示为现有技术中的一种平面二阶梯度计示意图。

[0033] 图4显示为本发明的超导磁传感器探测线圈示意图。

[0034] 图5显示为本发明的超导磁传感器探测线圈的单匝结构示意图。

[0035] 图6显示为本发明的超导磁传感器探测线圈的多匝结构示意图。

[0036] 图7显示为本发明的超导磁传感器探测线圈的另一实施方式示意图。

[0037] 图8显示为本发明的超导磁传感器探测线圈构成的探测器示意图。

[0038] 元件标号说明

[0039] 1 超导磁传感器探测线圈

[0040] 11 超导梯度线圈

[0041] 12 高磁导率材料

具体实施方式

[0042] 以下通过特定的具体实例说明本发明的实施方式，本领域技术人员可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点与功效。本发明还可以通过另外不同的具体实施方式加以实施或应用，本说明书中的各项细节也可以基于不同观点与应用，在没有背离本发明的精神下进行各种修饰或改变。

[0043] 请参阅图4~图8。需要说明的是，本实施例中所提供的图示仅以示意方式说明本发明的基本构想，遂图式中仅显示与本发明中有关的组件而非按照实际实施时的组件数

目、形状及尺寸绘制,其实际实施时各组件的型态、数量及比例可为一种随意的改变,且其组件布局型态也可能更为复杂。

[0044] 实施例一

[0045] 如图4~图6所示,本发明提供一种超导磁传感器探测线圈1,所述超导磁传感器探测线圈1至少包括:

[0046] 超导梯度线圈11,所述超导梯度线圈11为平面线圈,采用平衡的超导绕线结构,包括对称分布的环境磁场平衡区和被测信号感应区,所述环境磁场平衡区和所述被测信号感应区设置有高磁导率材料12,所述高磁导率材料12提高了被测信号的拾取强度。

[0047] 具体地,磁导率(magnetic permeability)是表征磁介质磁性的物理量。表示在空间或在磁芯空间中的线圈流过电流后、产生磁通的阻力、或者是其在磁场中导通磁力线的能力。磁导率的公式为 $\mu=B/H$,其中H为磁场强度、B为磁感应强度,常用符号 μ 表示, μ 为介质的磁导率,或称绝对磁导率。本发明中所说的磁导率是指相对磁导率 μ_r ,其定义为磁导率 μ 与真空磁导率 μ_0 之比,即 $\mu_r=\mu/\mu_0$ 。一般而言:空气或者非磁性材料的相对磁导率是1,铁磁性等顺磁性的材料的磁导率 >1 ,本发明中的高磁导率材料12指相对磁导率 μ_r 不小于10的导磁材料,在本实施例中,采用高磁导率材料12的磁棒作为填充物。

[0048] 常见的高磁导率材料12为铁磁性材料,如软铁,铁氧体等,其中,铸铁为200~400;硅钢片为7000~10000;镍锌铁氧体为10~1000。由于软铁等金属材料有导电性,容易引起涡流,不作为首选材料,因此,在本实施例中,以铁氧体作为高磁导率材料12的首选,常见的如镍锌铁氧体材料或锰锌铁氧体材料。

[0049] 具体地,如图4所示,所述环境磁场平衡区和所述被测信号感应区设置的高磁导率材料12具有相同的介质参数。所述介质参数包括磁导率、填充空间。

[0050] 具体地,如图4所示,所述超导梯度线圈11为平面一阶梯度线圈,即所述超导梯度线圈在一个平面上布线。超导线依第一对称轴走线,在本实施例中,所述第一对称轴为y轴方向的直线,所述超导梯度线圈沿所述第一对称轴左右对称。所述第一对称轴两侧包围的环境磁场平衡区和被测信号感应区面积相等且对称分布,在本实施例中,所述第一对称轴两侧包围的环境磁场平衡区和被测信号感应区的形状为圆形,其他各种形状均适用于本发明的超导磁传感器探测线圈1,不以本实施例为限。超导线经所述第一对称轴后交叉走线使得所述第一对称轴两侧超导线的绕线方向相反,即在保持左右线圈所围图形完全对称的情况下,线路的绕向是相反的,用电流来说明就是,当线圈中流过电流时,其在所述第一对称轴两侧对称区域所产生的磁场分布对称,但方向相反,所述超导梯度线圈只耦合合法线方向的磁场,所述第一对称轴两侧耦合形成的磁通互相抵消。超导线的线端在所述第一对称轴处引出,与双绞的超导线连接,将检测到的信号输出。

[0051] 具体地,如图5所示,所述超导梯度线圈11为单匝线圈。如图6所示,所述超导梯度线圈11为多匝线圈,多匝线圈分层分布,形状、面积保持一致。

[0052] 本发明的超导线圈是对称一阶差模线圈,两个磁通拾取面积完全对称,磁通相抵消,分别在两个对称线圈中加入完全相同的磁棒,提高超导线圈所在面积磁感应强度,从而提高信号磁通拾取量。在进行胎儿心磁检测时,被测胎儿心脏贴近超导差模线圈中其中一个线圈,由磁棒进行磁场增强,耦合到超导差模线圈中。

[0053] 实施例二

[0054] 如图7所示,本实施例提供一种超导磁传感器探测线圈,本实施例与实施例一的不同之处在于,所述超导梯度线圈11为平面二阶梯度线圈。

[0055] 具体地,如图7所示,所述超导梯度线圈11为平面二阶梯度线圈,超导导线依第二对称轴及第三对称轴走线,所述第二对称轴与所述第三对称轴相互垂直,在本实施例中,所述第二对称轴为x轴方向的直线,所述第三对称轴为y轴方向的直线,所述超导梯度线圈11沿所述第二对称轴及所述第三对称轴上下、左右分别对称。所述第二对称轴及所述第三对称轴将平面划分为4个区域,这4个区域中线圈包围的区域分别定义为环境磁场平衡区和被测信号感应区,交替分布、面积相等且相互对称。在本实施例中,左下角、右上角区域定义为环境磁场平衡区,左上角、右下角区域定义为被测信号感应区,环境磁场平衡区和被测信号感应区的形状为矩形,其他各种形状均适用于本发明的超导磁传感器探测线圈,不以本实施例为限。所述第二对称轴及所述第三对称轴两侧超导导线的绕线方向相反。如图7所示,在本实施例中,电流从左下侧线圈顺时针流入,然后顺时针流入右上侧线圈,再逆时针流入右下侧线圈,最后从左上侧线圈逆时针流出。超导导线的线端在所述第二对称轴和所述第三对称轴的交汇处引出,接入SQUID传感器,实现信号的检测。所述平面二阶梯度线圈与所述平面一阶梯度线圈的工作原理相同,在此不一一赘述。

[0056] 如图8所示,本发明还提供一种探测器,所述探测器至少包括:

[0057] 上述超导磁传感器探测线圈以及SQUID磁传感器,所述超导磁传感器探测线圈将被测磁场信号转化为电流信号,所述SQUID磁传感器将所述超导磁传感器探测线圈检测到的电流信号转换为相应的电压信号。

[0058] 具体地,如图8所示,在本实施例中,所述超导磁传感器探测线圈为平面一阶梯度线圈,采用平衡的超导绕线结构,包括对称分布的环境磁场平衡区和被测信号感应区,所述超导磁传感器探测线圈对被检磁场 B_s 进行检测,同时通过环境磁场平衡区和被测信号感应区中填充的高磁导率磁棒提高被检磁场 B_s 的磁通拾取量,信噪比大大提高。所述超导磁传感器探测线圈也可以是平面二阶梯度线圈,在此不一一赘述。

[0059] 具体地,如图8所示,所述SQUID磁传感器包括SQUID器件和SQUID读出电路,所述SQUID器件包括输入线圈和SQUID。所述SQUID器件获取所述超导磁传感器探测线圈检测到的信号并输出至所述SQUID读出电路,所述SQUID读出电路产生与所述超导磁传感器探测线圈检测到的信号呈线性关系的电压信号。更具体地,所述超导磁传感器探测线圈与所述SQUID磁传感器通过双绞超导导线连接。所述超导磁传感器探测线圈和输入线圈构成的超导环路中产生电流 I_s ,电流流入输入线圈产生磁通耦合到SQUID中,SQUID及SQUID读出电路将检测磁通转换成电压 V_{out} 。

[0060] 具体地,本方案所述超导磁传感器探测线圈及所述SQUID器件可以采用工作于4.2K液氮温区的低温超导线圈材料和低温超导SQUID器件,也可以采用工作于77K液氮温区的高温超导材料及高温SQUID器件来实现。

[0061] 上述实施实例是以低温铌系低温超导材料来说明的,对于高温超导材料和高温SQUID器件,上述实施方案同样适用,只是选用材料不同。

[0062] 如上所述,本发明的超导磁传感器探测线圈及探测器,具有以下有益效果:

[0063] 本发明在传统超导探测线圈中加入高磁导率的磁棒,由于线圈耦合面积所在区域加入了磁棒,因此超导导线耦合的磁通量将大大增加,从而增强了胎儿心磁等微弱磁信号;同

时使用了对称差模的探头设计形式,及使用了对称的两个线圈,线圈分布对称的安放相同的磁棒,这样本发明的超导线圈探头对环境共模磁场信号仍是抵消的,即不随着磁导率的变化而变化。因此,在不增强共模环境磁场信号的情况下,由于磁导率的提高从而提高了被测磁信号的拾取强度,增加被测信号的信噪比,应用于胎儿心磁等微弱磁场的检测,具有提升微弱心磁信号检测的能力,提升心磁图仪对胎儿心脏信号监测的能力,具有重要的意义。

[0064] 综上所述,本发明提供一种超导磁传感器探测线圈,包括:超导梯度线圈,所述超导梯度线圈为平面线圈,采用平衡的超导绕线结构,包括对称分布的环境磁场平衡区和被测信号感应区,所述环境磁场平衡区和所述被测信号感应区设置有高磁导率材料。还提供一种探测器,包括上述超导磁传感器探测线圈以及SQUID磁传感器,所述超导磁传感器探测线圈将被测磁场信号转化为电流信号,所述SQUID磁传感器将所述超导磁传感器探测线圈检测到的电流信号转换为相应的电压信号。本发明提出一种超导磁传感器的探测线圈及探测器,通过在平衡结构的探测线圈中加入高磁导率的材料,实现更多微弱磁信号的捕获,从而增加被测信号的信噪比,应用于胎儿心磁等微弱磁场的检测,具有重要的提升微弱心磁信号检测的能力,提升心磁图仪对胎儿心脏信号监测的能力,具有重要的意义。所以,本发明有效克服了现有技术中的种种缺点而具高度产业利用价值。

[0065] 上述实施例仅例示性说明本发明的原理及其功效,而非用于限制本发明。任何熟悉此技术的人士皆可在不违背本发明的精神及范畴下,对上述实施例进行修饰或改变。因此,举凡所属技术领域中具有通常知识者在未脱离本发明所揭示的精神与技术思想下所完成的一切等效修饰或改变,仍应由本发明的权利要求所涵盖。

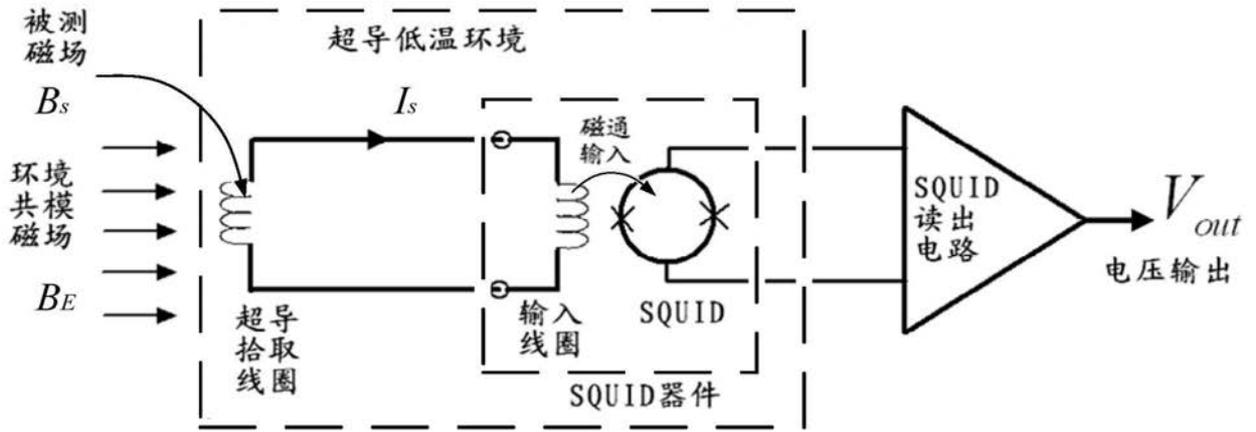


图1

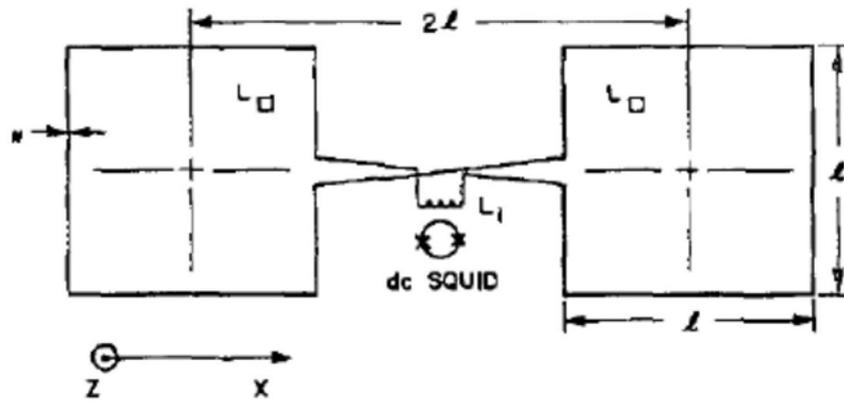


图2

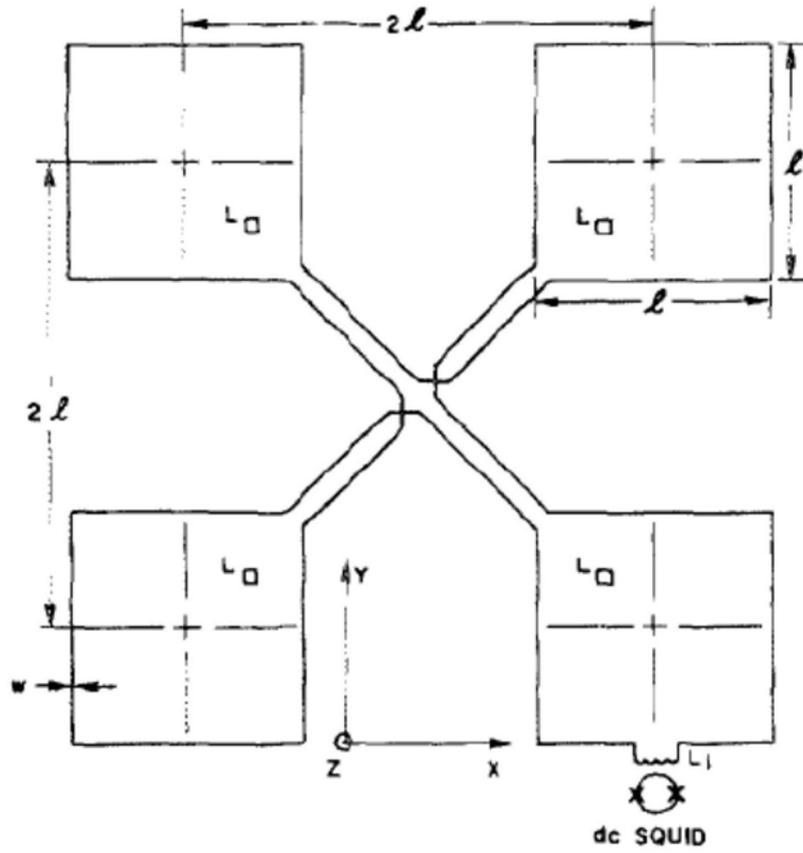


图3

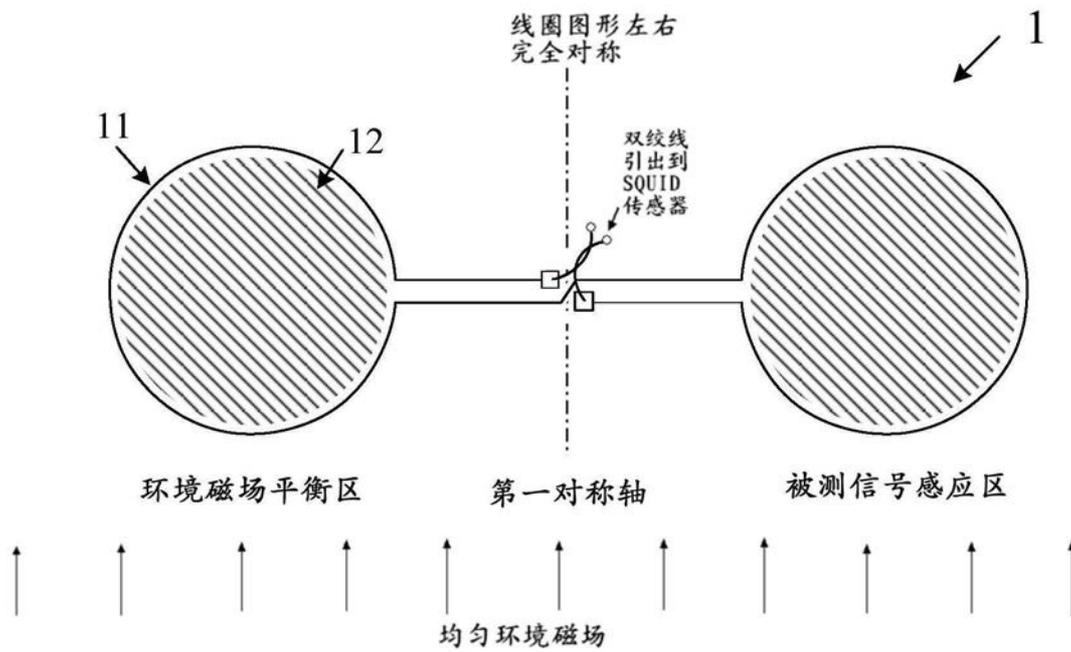


图4

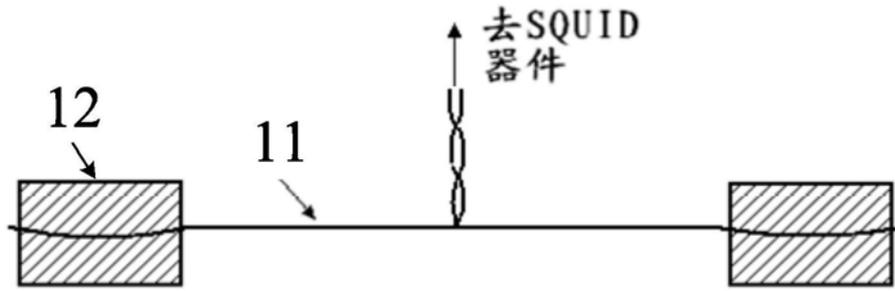


图5

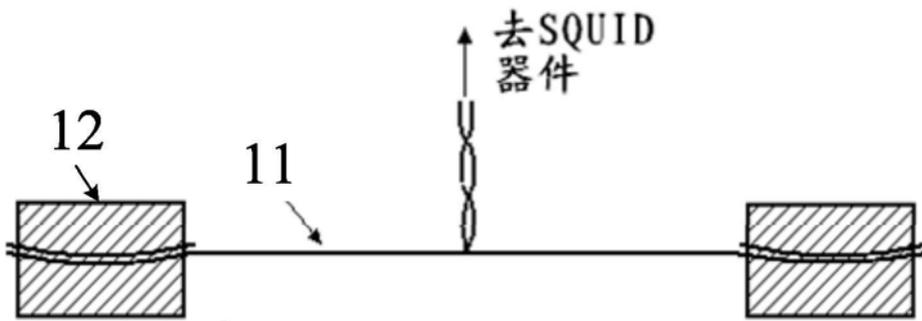


图6

