



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108310685 A

(43)申请公布日 2018.07.24

(21)申请号 201810170088.X

(22)申请日 2018.03.01

(71)申请人 西安电子科技大学

地址 710071 陕西省西安市太白南路2号

申请人 陕西博纵电子科技有限公司

(72)发明人 费春龙 刘治勇 夏天立 李迪
杨银堂

(74)专利代理机构 北京天奇智新知识产权代理
有限公司 11340

代理人 陈新胜

(51)Int.Cl.

A61N 7/00(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

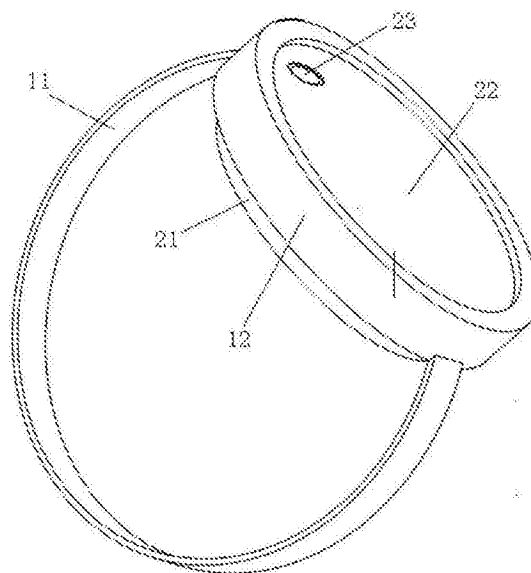
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

(54)发明名称

一种穿戴式小鼠脑刺激超声换能器

(57)摘要

本发明涉及一种穿戴式小鼠脑刺激超声换能器,包括环形器、压电阵元,环形器内嵌设有背衬块,压电阵元与背衬块相连接,压电阵元包括压电材料层,压电材料层的一侧表面设置成内凹的凹面,凹面的形状与小鼠脑部颅骨的外轮廓形状相吻合,凹面上设置有外电极,压电材料层的另一侧表面设置有内电极,背衬块上设置有用于安装SMA接口的装配孔,外电极与SMA接口上的螺纹电极电连接,内电极与SMA接口上的中心电极相连接。上述技术方案中,换能器用凹面实现聚焦,在较小区域投射较大能量达到神经刺激的目标。MRI是现有技术中对生物组织分辨率最高的监测手段,而小鼠的大脑较小,在超声刺激的同时进行MRI检测可以近似达到实时检测的效果。



1. 一种穿戴式小鼠脑刺激超声换能器,其特征在于:包括环形器、压电阵元,环形器内嵌设有背衬块,压电阵元与背衬块相连接,压电阵元包括压电材料层,压电材料层的一侧表面设置成内凹的凹面,凹面的形状与小鼠脑部颅骨的外轮廓形状相吻合,凹面上设置有外电极,压电材料层的另一侧表面设置有内电极,背衬块上设置有用于安装SMA接口的装配孔,外电极与SMA接口上的螺纹电极电连接,内电极与SMA接口上的中心电极相连接。

2. 根据权利要求1所述的穿戴式小鼠脑刺激超声换能器,其特征在于:凹面为半球形面,半球形面的球面半径为 r , $1\text{cm} \leq r \leq 1.5\text{cm}$,半球形面所对应的圆心角大小为 60° 。

3. 根据权利要求1所述的穿戴式小鼠脑刺激超声换能器,其特征在于:压电材料层、背衬块、环形器均分别采用MRI兼容材料制得。

4. 根据权利要求1或2或3所述的穿戴式小鼠脑刺激超声换能器,其特征在于:压电材料层为弧面PZT压电片制得。

5. 根据权利要求1或2或3所述的穿戴式小鼠脑刺激超声换能器,其特征在于:背衬块为铜粉和环氧树脂的混合物凝固得到,混合物中铜粉的体积比为45%。

6. 根据权利要求1或2或3所述的穿戴式小鼠脑刺激超声换能器,其特征在于:环形器为微晶陶瓷环构成。

7. 根据权利要求1或2或3所述的穿戴式小鼠脑刺激超声换能器,其特征在于:环形器上设置有束带。

8. 根据权利要求1或2或3所述的穿戴式小鼠脑刺激超声换能器,其特征在于:外电极、内电极的接口均引至压电阵元的内侧面。

9. 一种穿戴式小鼠脑刺激超声换能器的制造方法,包括如下操作:

将弧面PZT压电片用球压法压至指定厚度,然后根据指定尺寸对其进行裁剪;在裁剪后的压电片内、外表面镀金得到内电极和外电极,将外电极和内电极的接口均引至内侧面上得到压电阵元;

将铜粉和环氧树脂混匀得到混合物;用环氧树脂将拨开皮的导线的铜芯黏贴到内电极上并烘干,制作一个环形的微晶陶瓷环,把压电阵元倒扣在微晶陶瓷环内,然后向微晶陶瓷环内填入混合物并预留装配孔,静置至混合物完全凝固;然后将外电极与SMA接口的螺纹电极相连,内侧表面电极通过导线与SMA接口的中心内电极相连,将SMA接口装配至安装孔内。

一种穿戴式小鼠脑刺激超声换能器

技术领域

[0001] 本发明涉及换能器领域,具体涉及一种穿戴式小鼠脑刺激超声换能器。

背景技术

[0002] 神经刺激方法为脑功能研究提供了有力工具,特别对于神经学和精神疾病治疗研究有帮助。电学、光学、磁力已经声学调制方法被用来进行神经刺激。深脑刺激(DBS)以及光遗传学是经典和有效的刺激方法,但是这些入侵式的方法有其缺陷。经颅直接电刺激(tDCS)以及经颅磁刺激(TMS)是应用广泛的非侵入式的脑刺激手段,但是不能在深层脑组织实现高分辨率的刺激。最近研究表明超声作为一种非侵害式的神经刺激的有效手段,能够有效的调节神经元、啮齿动物、猴子甚至人类的神经活动。

[0003] 低频($<1\text{MHz}$)的超声波更好因为能有效穿透颅骨,但是不能提供较小的聚焦区域。高频超声能提供较小尺寸的聚焦区域,但是高频超声的衰减性比较强,穿透深度可能有限,特别是在没有移除颅骨的前提下,对深层脑组织在安全功率范围内可能无法达到神经刺激效果。

发明内容

[0004] 本发明的目的是:提供一种小鼠脑神经刺激换能器,与MRI搭配使用,实现在MRI中对小鼠脑部进行超声刺激的功能。

[0005] 为实现上述目的,本发明采用的技术方案是:

[0006] 一种穿戴式小鼠脑刺激超声换能器,其特征在于:包括环形器、压电阵元,环形器内嵌设有背衬块,压电阵元与背衬块相连接,压电阵元包括压电材料层,压电材料层的一侧表面设置成内凹的凹面,凹面的形状与小鼠脑部颅骨的外轮廓形状相吻合,凹面上设置有外电极,压电材料层的另一侧表面设置有内电极,背衬块上设置有用于安装SMA接口的装配孔,外电极与SAM接口上的螺纹电极电连接,内电极与SAM接口上的中心电极相连接。

[0007] 具体的方案为:

[0008] 凹面为半球形面,半球形面的球面半径为 r , $1\text{cm} \leq r \leq 1.5\text{cm}$,半球形面所对应的圆心角大小为 60° 。

[0009] 压电材料层、背衬块、环形器均分别采用MRI兼容材料制得。

[0010] 压电材料层为弧面PZT压电片制得。

[0011] 背衬块为铜粉和环氧树脂的混合物凝固得到,混合物中铜粉的体积比为45%。

[0012] 环形器为微晶陶瓷环构成。

[0013] 环形器上设置有束带。

[0014] 外电极、内电极的接口均引至压电阵元的内侧面。

[0015] 本发明还提供了一种穿戴式小鼠脑刺激超声换能器的制造方法,包括如下操作:

[0016] 将弧面PZT压电片用球压法压至指定厚度,然后根据指定尺寸对其进行裁剪;在裁剪后的压电片内、外表面镀金得到内电极和外电极,将外电极和内电极的接口均引至内侧

面上得到压电阵元；

[0017] 将铜粉和环氧树脂混匀得到混合物；用环氧树脂将拨开皮的导线的铜芯黏贴到内电极上并烘干，制作一个环形的微晶陶瓷环，把压电阵元倒扣在微晶陶瓷环内，然后向微晶陶瓷环内填入混合物并预留装配孔，静置至混合物完全凝固；然后将外电极与SMA接口的螺纹电极相连，内侧表面电极通过导线与SMA接口的中心内电极相连，将SMA接口装配至安装孔内。

[0018] 还包括：将束带装配至环形器上。

[0019] 上述技术方案中，换能器用凹面实现聚焦，在较小区域投射较大能量达到神经刺激的目标。MRI是现有技术中对生物组织分辨率最高的监测手段，而小鼠的大脑较小，在超声刺激的同时进行MRI检测可以近似达到实时检测的效果。

附图说明

[0020] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，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。

[0021] 图1是本发明的结构示意图；

[0022] 图2是图1的剖视图。

具体实施方式

[0023] 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，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0024] 下面结合实施例和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0025] 如图1、2所示，一种穿戴式小鼠脑刺激超声换能器，包括环形器12、压电阵元21，环形器12内嵌设有背衬块22，压电阵元21与背衬块22相连接，压电阵元21包括压电材料层，压电材料层的一侧表面设置成内凹的凹面，凹面的形状与小鼠脑部颅骨的外轮廓形状相吻合，凹面上设置有外电极，压电材料层的另一侧表面设置有内电极，背衬块22上设置有用于安装SMA接口的装配孔23，外电极与SMA接口上的螺纹电极电连接，内电极与SMA接口上的中心电极相连接。

[0026] 具体的方案为：凹面为半球形面，半球形面的球面半径为 r ， $1\text{cm} \leq r \leq 1.5\text{cm}$ ，半球形面所对应的圆心角大小为 60° 。压电材料层、背衬块22、环形器12均分别采用MRI兼容材料制得。压电材料层为弧面PZT压电片制得。背衬块22为铜粉和环氧树脂的混合物（屏蔽材料）凝固得到，混合物中铜粉的体积比为45%；非铁磁金属粉末-环氧混合成的屏蔽材料的使用，该种材料是MRI兼容的，在MRI中不导通直流电流，屏蔽材料等厚覆盖背面以及周围区域作为背衬层和屏蔽层。环形器12为微晶陶瓷环构成，环形器12上设置有束带11。外电极、内电极的接口均引至压电阵元21的内侧面。

[0027] 超声波的有效传递需要声阻抗的匹配，已有的超声刺激实验装置多是以水作为耦

合剂,此时需要将小动物麻醉并且翻转放置,很多实验还需要颅骨的部分移除以达到超声波传递以及刺激效果。此外,由于是人为固定相对位置,需要反复调试来达到超声聚焦最好效果。

[0028] 现有的换能器是MRI不兼容的主要是因为其中铁磁材料的存在以及不有效的屏蔽。为了实现MRI兼容需要评估换能器中每一个部分的MRI兼容性。现有的非铁磁性金属不会有问题,它们对成像的影响能够像被限制在一定的范围内。导体金属在没有电流流过的时候也不会造成问题。造成图像失真的主要问题是换能器中电流引起的RF干扰造成的影响。本发明提供的屏蔽材料在RF下没有直流电流流过。

[0029] 一种穿戴式小鼠脑刺激超声换能器的制造方法,包括如下操作:将弧面PZT压电片用球压法压至指定厚度,然后根据指定尺寸对其进行裁剪;在裁剪后的压电片内、外表面镀金得到内电极和外电极,将外电极和内电极的接口均引至内侧面上得到压电阵元21;将铜粉和环氧树脂混匀得到混合物;用环氧树脂将拨开皮的导线的铜芯黏贴到内电极上并烘干,制作一个环形的微晶陶瓷环,把压电阵元21倒扣在微晶陶瓷环内,然后向微晶陶瓷环内填入混合物并预留装配孔,静置至混合物完全凝固;然后将外电极与SMA接口的螺纹电极相连,内侧表面电极通过导线与SMA接口的中心内电极相连,将SMA接口装配至安装孔内,将束带装配至环形器12上。

[0030] 本发明提供的技术方案具有如下优势:

[0031] 1:具有聚焦效果,能够将能量聚集在较深的特定区域(换能器的聚焦深度)对小鼠脑部进行刺激;

[0032] 2:贴合小鼠脑部形状,固定效果好,MRI的图像效果具有一致性,即换能器与小鼠脑的位置在MRI图像上的位置是相对固定的,方便后期比对。

[0033] 3:超声刺激装置占用体积小,对于位置的调整有充足的余量,甚至可以使用小型动物专用的MRI系统来进行相关实验。

[0034] 4:该装置结构简单,且各个部分在组装之前经过MRI兼容性检测,不可控因素小。

[0035] 实施例1:

[0036] 制形:将弧面PZT压电片用球压法压至指定厚度,然后根据指定尺寸进行裁剪;

[0037] 镀金:将压电片内、外两层镀金,所镀电极接口全部引到背面;

[0038] 屏蔽材料:体积百分比45%的铜粉和环氧树脂的混合物,搅拌均匀以后,抽真空;

[0039] 装配:用环氧树脂将拨开皮的导线的铜芯黏贴到内侧电极上、烘干;制作一个内侧半径为10mm的微晶陶瓷环,把压电片倒扣在环内,填入屏蔽材料,静置至材料凝固;将外电极与SMA接口的螺纹电极相连,内电极通过导线与SMA接口的中心内电极相连。

[0040] 以上所述的仅是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明创造构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。

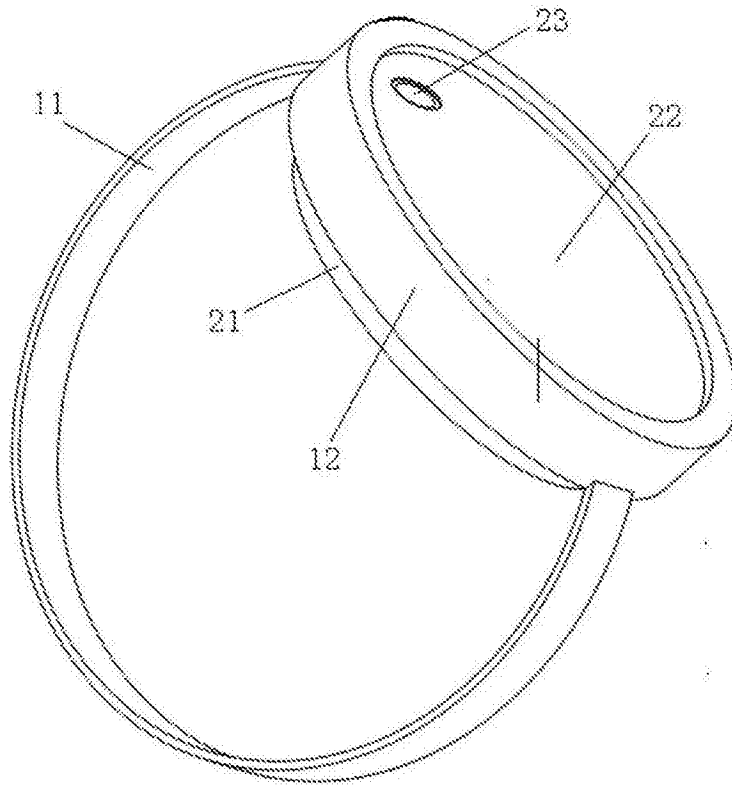


图1

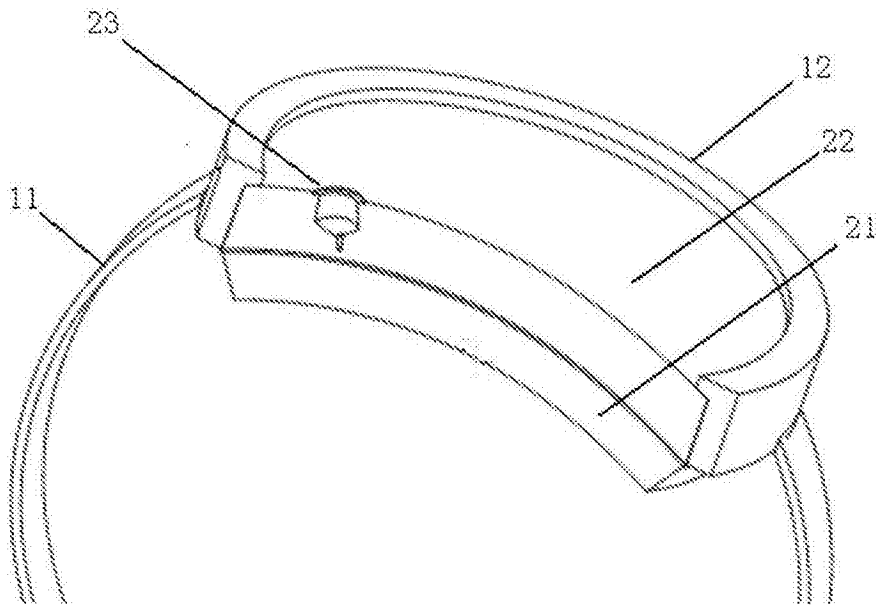


图2