



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116870384 A

(43) 申请公布日 2023.10.13

(21) 申请号 202310837968.9

(22) 申请日 2023.07.10

(71) 申请人 复旦大学

地址 200433 上海市杨浦区邯郸路220号

(72) 发明人 他得安 王欢 江雪 李颖

何佳杰 何敏

(74) 专利代理机构 上海汉声知识产权代理有限

公司 31236

专利代理师 王胜楠 胡晶

(51) Int. Cl.

A61N 7/00 (2006.01)

A61H 39/00 (2006.01)

权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(54) 发明名称

产生贝塞尔波束的装置、方法及调控装置

(57) 摘要

本发明提出了一种产生贝塞尔波束的装置、方法及调控装置,该种产生贝塞尔波束的装置包括声波发射组件,声波发射组件被配置为发射某一频率的平面波;平面波调整组件,平面波调整组件将平面波调整输出为贝塞尔波束;聚焦控制组件,聚焦控制组件可调整贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域之间的相对位置。通过本技术方案实现医疗超声调控领域的声能长轴聚焦,实现超声刺激目标靶向部位,可以使得超声对穴位区域和/或神经节段的某些区域的准确覆盖施加能量刺激,从而满足医疗应用在超声医疗在模拟针灸穴位或者神经节段进行刺激治疗的需要。



1. 一种产生贝塞尔波束的装置,其特征在于,所述的装置包括:
声波发射组件,所述声波发射组件被配置为发射某一频率的平面波;
平面波调整组件,所述平面波调整组件将平面波转化为贝塞尔波。
2. 根据权利要求1所述的一种产生贝塞尔波束的装置,其特征在于,所述平面波调整组件包括:由内向外依次设置的若干环形凸起,若干所述环形凸起的直径由内向外依次增大,两个相邻的所述环形凸起之间形成为环形腔;若干所述环形凸起和若干所述环形腔被配置为将通过所述平面波调整组件的所述平面波调整为贝塞尔波。
3. 根据权利要求2所述的一种产生贝塞尔波束的装置,其特征在于,若干所述环形凸起的形成被配置为采用包括第一透声材料作为第一介质;若干形成的所述环形腔被配置为包括第二透声材料作为第二介质。
4. 根据权利要求2所述的一种产生贝塞尔波束的装置,其特征在于,若干所述环形凸起和若干所述环形腔被配置为将通过的所述平面波调整为贝塞尔波包括:
所述平面波调整组件被配置包括若干所述环形凸起和若干所述环形腔,根据所述环形凸起和所述环形腔的材质,分别确定所述材质对应的声速 C_1, C_2 ;
在发射的所述平面波频率为 f 的情况下,根据 $d = \frac{c_1 - c_2}{2(c_1 - c_2)f}$ 确定若干所述环形凸起的预设高度 d ;
根据发射的所述平面波的声场辐射直径、所述预设高度、所述发射平面波频率确定所述环形腔的腔体直径。
5. 根据权利要求3所述的一种产生贝塞尔波束的装置,其特征在于,每个所述环形凸起被配置为具有一预设高度;其中,所述预设高度被配置为由所述平面波的频率,以及所述第一介质、所述第二介质的材质共同决定。
6. 根据权利要求1所述一种产生贝塞尔波束的装置,其特征在于,所述的装置还包括:
聚焦控制组件,所述聚焦控制组件被配置为调整所述贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域之间的相对位置,所述聚焦控制组件内部包括频率调整组件和/或位置调整组件;
所述频率调整组件被配置为用于调整平面波的发射频率;
所述位置调整组件包括设有刻度值的空心圆柱体,所述空心圆柱体的一端设置有至少一层透声膜,所述空心圆柱体的一侧壁上设置有螺旋调节组件,空心圆柱体的腔体内设置有所述平面波调整组件,所述平面波调整组件被配置为根据所述空心圆柱体的转动使所述平面波调整组件沿着所述螺旋调节组件上下移动;所述平面波调整组件的位置信息被配置为根据所述空心圆柱体的所述刻度值进行标识;所述声波发射组件被配置为根据预期的贝塞尔波束的汇聚位置固定在某一刻度值的对应位置处。
7. 一种基于权利要求1-6任一所述的产生贝塞尔波束的装置实现产生贝塞尔波束的方法,所述的方法包括:
发射某一频率的平面波;
通过平面波调整组件的调整使沿相同角度传播的相干平面波发生干涉形成贝塞尔波束。
8. 根据权利要求7所述的产生贝塞尔波束的方法,其特征在于,通过平面波调整组件相同角度传播的相干平面波发生干涉形成贝塞尔波束包括:

通过设定若干环形凸起和若干环形腔作为所述平面波调整组件,根据所述环形凸起和所述环形腔的材质,分别确定所述材质对应的声速 c_1, c_2 ;

在发射的所述平面波频率为 f 的情况下,根据 $d = \frac{c_1 - c_2}{2(c_1 - c_2)f}$ 确定若干所述环形凸起的预设高度 d ;

根据发射的所述平面波的声场辐射直径、所述预设高度、所述发射平面波频率确定所述环形腔的腔体直径。

9. 根据权利要求7所述的产生贝塞尔波束的方法,其特征在于,所述的方法还包括:根据目标控制参数调整所述贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域之间的相对位置,通过聚焦控制组件调整平面波的发射频率和/或平面波调整组件的位置信息,使得所述汇聚位置集中至目标区域。

10. 一种超声调控装置,其特征在于,所述的调控装置包括如权利要求1-6任一项所述的产生贝塞尔波束的装置。

11. 根据权利要求10所述的超声调控装置,其特征在于,所述贝塞尔波束的汇聚位置被调整至至少包括模拟针灸穴位和/或神经节段的某局部的靶向部位。

产生贝塞尔波束的装置、方法及调控装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗超声技术领域,尤其涉及一种产生贝塞尔波束的装置、方法及及调控装置。

背景技术

[0002] 贝塞尔波束是自由空间波动方程的一种特殊解,贝塞尔波束的声强分布与Z轴位置无关,呈现无衍射特性,具有主瓣尺寸较小、焦深长、方向性好等良好特性,且能具有自修复性,在深层靶器官超声刺激方面有很大应用潜力;经典的产生贝塞尔波束的方式有轴棱锥法、环缝法和全息法等,轴棱锥产生贝塞尔波束是最常见的一种方式,具有很高的转换效率但是轴棱锥透镜外形不平整、锥状几何外形及结构厚重,既不符合人体工学也不利于器件的小型化,因此在声学领域的应用较少。

[0003] 超声调控领域采用超声波作为刺激能量的传播载体,其波动能量可有效穿透不同深度的生物组织。超声刺激靶向器官或特定神经丛带来的有益效果,为疾病的治疗提供了新的发展机遇,对于深层刺激实现声场长轴聚焦和保持聚焦声场在体稳定性是关键。目前的声学领域中产生贝塞尔波束,包括主动和被动的的方式,如利用相控阵调控,但其受制于制作工艺、声场调控算法和电路驱动等因素,成本较高且不便捷;或者通过超构结构产生相应的波束,声全息透镜设计大多基于可听声的范围,在超声范围声全息透透镜工艺难度较大。

[0004] 在超声调控装置需要定位在某些特定神经节段区域时,要将超声能量进行长轴聚焦,包括声波有效汇集在皮下“长针”状区域,传统轴棱锥透镜外形不平整、锥状几何外形及结构厚重,既不符合人体工学也不利于器件的小型化;传统的轴棱锥结构厚重,在不改变相位的情况下,全息透镜使透镜整体变薄,但是“类锯齿状”的透镜,外形不平整,不能很好的贴合人体,在一定程度上限制了医学临床应用。

[0005] 目前现有技术中,例如,徐峥等人提出了一种具有多层玻璃结构的平面声学透镜,将发散光束转化为贝塞尔类光束。然而,这种透镜并不适用于平面波。此外,全息声透镜也是目前研究的重点,它可以通过声学超材料,实现输出波形的相位和振幅的调制。但是超材料的问题是其结构尺寸远远小于波长,很难用于高频超声领域。

发明内容

[0006] 基于现有技术中,传统轴棱锥透镜外形不平整、锥状几何外形及结构厚重无法将超声能量有效汇集在某些特定神经节段区域或皮下“长针”状区域或生物体的穴位的问题,本申请提出了设计了一种产生贝塞尔波束的装置,通过二值化平面声透镜结构调整平面波输出为贝塞尔波束,满足长轴聚焦声场的分布需要。本申请的第一方面提供了一种产生贝塞尔波束的装置,该装置包括:

[0007] 声波发射组件,声波发射组件被配置为发射某一频率的平面波;

[0008] 平面波调整组件,所述平面波调整组件将平面波转化为贝塞尔波

[0009] 较佳地,平面波调整组件包括:由内向外依次设置的若干环形凸起,若干环形凸起

的直径由内向外依次增大,两个相邻的环形凸起之间形成为环形腔;若干所述环形凸起和若干所述环形腔可被配置为将通过的所述平面波调整为贝塞尔波。

[0010] 较佳地,若干环形凸起的形成被配置为采用包括光敏树脂或者硅胶等的第一透声材料作为第一介质;若干形成的环形腔被配置为包括水或者医用凝胶等在内的第二透声材料作为第二介质。

[0011] 较佳地,若干所述环形凸起和若干所述环形腔被配置为将通过的所述平面波调整为贝塞尔波包括:

[0012] 所述平面波调整组件被配置包括若干所述环形凸起和若干所述环形腔,根据所述环形凸起和所述环形腔的材质,分别确定所述材质对应的声速 C_1, C_2 ;

[0013] 在发射的所述平面波频率为 f 的情况下,根据 $d = \frac{c_1 - c_2}{2(c_1 - c_2)f}$ 确定若干所述环形凸起的预设高度 d ;

[0014] 根据发射的所述平面波的声场辐射直径、所述预设高度、所述发射平面波频率确定所述环形腔的腔体直径。

[0015] 较佳地,每个环形凸起被配置为具有一预设高度;其中,预设高度被配置为由平面波的频率,第一介质、第二介质的材质共同决定。

[0016] 较佳地,该装置还包括:

[0017] 聚焦控制组件,所述聚焦控制组件被配置为调整所述贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域之间的相对位置,所述聚焦控制组件内部包括频率调整组件和/或位置调整组件;

[0018] 所述频率调整组件被配置为用于调整平面波的发射频率;

[0019] 所述位置调整组件包括设有刻度值的空心圆柱体,所述空心圆柱体的一端设置有至少一层透声膜,所述空心圆柱体的一侧壁上设置有螺旋调节组件,空心圆柱体的腔体内设置有所述平面波调整组件,所述平面波调整组件被配置为根据所述空心圆柱体的转动使所述平面波调整组件沿着所述螺旋调节组件上下移动;所述平面波调整组件的位置信息被配置为根据所述空心圆柱体的所述刻度值进行标识;所述声波发射组件被配置为根据预期的贝塞尔波束的汇聚位置固定在某一刻度值的对应位置处。

[0020] 较佳地,平面波调整组件被配置为通过3D打印制作。

[0021] 本申请的第二方面提供了一种基于前述第一方面的产生贝塞尔波束的装置实现产生贝塞尔波束的方法,该方法具体包括:

[0022] 发射某一频率的平面波;

[0023] 通过平面波调整组件的调整使沿相同角度传播的相干平面波发生干涉形成贝塞尔波束。

[0024] 较佳地,通过平面波调整组件的调整使相同角度传播的相干平面波发生干涉形成贝塞尔波束包括:

[0025] 通过设定若干环形凸起和若干环形腔作为所述平面波调整组件,根据所述环形凸起和所述环形腔的材质,分别确定所述材质对应的声速 C_1, C_2 ;在发射的所述平面波频率为 f

的情况下,根据 $d = \frac{c_1 - c_2}{2(c_1 - c_2)f}$,确定若干所述环形凸起的预设高度 d 。

[0026] 较佳地,根据发射的平面波的声场直径、预设高度、发射平面波频率确定环形腔的

腔体直径。

[0027] 较佳地,该方法还包括:根据目标控制参数调整所述贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域之间的相对位置,通过聚焦控制组件调整平面波的发射频率和/或平面波调整组件的位置信息,使得所述汇聚位置集中至目标区域。

[0028] 本申请的第三方面提供了一种超声调控装置,调控装置包括如前述某一实现方式中的产生贝塞尔波束的装置。

[0029] 较佳地,在超声调控装置中,贝塞尔波束的汇聚位置被调整至至少包括模拟针灸穴位和/或神经节段的某局部的靶向部位。

[0030] 通过本申请提出的技术方案,至少具备以下有益技术效果:

[0031] 本申请提供了一种产生贝塞尔波束的装置可以将某一频率的平面波根据平面波调为贝塞尔波束,从而实现简单便捷的声场控制方式实现声传播方向上的长轴聚焦;

[0032] 通过调整贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域之间的相对位置,实现超声刺激不同深度的靶向部位,基于平面波调整组件的贝塞尔波束产生装置,更加轻便、结构简单,其超薄平面的结构也更适用于临床应用;

[0033] 通过预设平面波调整组件的结构,选定平面波调整组件的材质使得平面波被二值化分割输出贝塞尔波束,实现医疗超声调控领域的声能长轴聚焦,对生物体的穴位区域和/或神经节段的某些区域的准确覆盖施加能量刺激,从而满足医疗应用在超声医疗在模拟针灸穴位或者神经节段进行刺激治疗的需要,也实现超声在模拟传统针灸进行临床治疗的可能性。

附图说明

[0034] 图1产生贝塞尔波束的装置框图;

[0035] 图2声波调整部件的周期性结构示意图;

[0036] 图3示出了平面波调整组件的三维结构图;

[0037] 图4示出了另外一种产生贝塞尔波束的装置;

[0038] 图5示出了聚焦控制组件的结构示意图;

[0039] 图6示出了3D打印技术制作平面波调整组件的示意图。

[0040] 图7示出了产生贝塞尔波束的方法的流程示意图;

[0041] 图8示出了声波相位调整部的原理性示意图

[0042] 图9示出了一种声波频率调整实现贝塞尔波束汇聚位置调整的示意图;

[0043] 图10超声刺激前后空白组、模型组与刺激组糖化血红蛋白含量示意图;

[0044] 图11超声刺激前后空白组、模型组与刺激组白细胞介素含量示意图;

[0045] 图12超声刺激前后空白组、模型组与刺激组胰岛素含量示意图;

[0046] 图13正常大鼠胰岛切片、糖尿病大鼠胰岛切片及超声刺激足三里穴位后的大鼠胰岛切片三组对比示意图。

具体实施方式

[0047] 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。需要理解的是,术语“中心”、“纵向”、“横向”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。此外,术语“第一”、“第二”等仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”等的特征可以明示或者隐含地包括一个或者更多个该特征。在本发明的描述中,除非另有说明,“多个”的含义是两个或两个以上。

[0048] 需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通。对于本领域的普通技术人员而言,可以通过具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0049] 于医疗领域中,聚焦超声治疗系统的治疗原理是利用超声波可以穿透人体组织并能在组织内部聚焦的特点,把波束准确聚焦在靶向部位比如某病灶处等,以聚焦产生的超能能量作用于目标区域和/或目标深度区域,从而达到无创治疗的效果。

[0050] 实施例1

[0051] 如图1所示,本发明第一方面实施例提供一种产生贝塞尔波束的装置,包括声波发射组件10,声波发射组件10被配置为发射某一频率的平面波;

[0052] 平面波调整组件20,所述平面波调整组件20被配置为将平面波调整输出为贝塞尔波束。

[0053] 可以理解的是,声波发射组件10可以由信号发生器产生的电信号激励超声波医疗换能器发射某一频率的平面超声波。

[0054] 可以理解的是,对于自由空间的声波,贝塞尔波束满足圆柱坐标系的Helmholtz equation方程,声强的分布与Z轴位置无关,呈现无衍射特性,通过平面波调整组件透射出的声波为贝塞尔波或者近似的贝塞尔波形,则会在Z轴方向形成有限距离的非衍射特性,进而实现通过目标区域40例如医用超声换能器实现在靶向部位的长轴聚焦。

[0055] 具体地,平面波调整组件20可以包括由内向外依次设置的若干环形凸起2031,若干环形凸起2031的直径由内向外依次增大,两个相邻的环形凸起2031之间形成为环形腔2032;若干环形凸起2031和若干环形腔2032被配置为将通过平面波调整组件的平面波调整输出为贝塞尔波束。

[0056] 于本实施例中,平面波的相位调整配置为通过设置周期性重复的若干的环形凸起2031及若干的环形腔2032实现。

[0057] 如图2,示出了本实施例中平面波的相位调整的周期性结构示意图。具体地,该调整结构形成一个周期性组成,该结构可以包括若干环形凸起2031,环形凸起2031输出的声波与环形腔2032输出的声波的频率相位差值为 π ,以及两个环形凸起之间形成为环形腔2032,对应为相邻波群之间相位差为 π 相位,环形凸起2031对应的 π 相位和环形腔2032对应的0相位根据辐射的平面波的辐射半径将辐射的平面波分割形成为周期性重复的结构,平

面波经过周期性的环形凸起2031和环形腔2032后相邻波群之间的相位差满足 π ,经过平面声透镜201的透射从而能够实现将透射出的声波满足或者近似满足贝塞尔波束特征,从而实现超声波可以穿透人体组织并能在组织内部实现长轴聚焦。

[0058] 于本实施例中,环形凸起2031被配置为具有预设凸起高度,环形腔2032与环形凸起2031之间被配置为具有预设间距,该预设间距也可以简单理解为环形腔的腔体直径,根据环形凸起2031和环形腔2032选定的第一透声材料和第二透声材料的属性,对环形凸起2031的预设凸起高度的进行限定使得输出稳定为声波相位之间的相邻波群之间相位变化值为 π ,从而使得平面超声波被调整为具有贝塞尔波束特征的贝塞尔波。

[0059] 如图3所示,示出了平面波调整组件的三维结构图,具体地,包括了环形凸起2031和环形腔2032之间排列结构,按照一定的预设相位差值周期性重复设置若干环形凸起2031,基于平面波的辐射频率及平面波的辐射区域可以确认若干个环形凸起2031的预设高度,以及该环形凸起2031可以重复的周期值,环形腔2032与环形凸起2031之间的间距等。

[0060] 可以理解的是,环形凸起2031与环形腔2032的间距由周期性重复的 π 相位和0相位的数量确定和/或辐射的平面波的频率决定,当输出的平面波频率 f 为一确定值的情况下,需要对应调整的相位调整参数可以包括周期性重复的若干的环形凸起2031的预设高度 d ,环形凸起2031的数量,环形腔2032的数量,周期性重复排列的数值,环形腔2032与环形凸起2031之间的间距或者环形腔的腔体直径,环形凸起2031的材质及环形腔2032的材质等等。

[0061] 于本实施例中,环形凸起2031的凸出高度 d 被配置为辐射平面波的频率 f 决定以及第一透声材料和第二透声材料的种类决定,该输出的超声波使得稳定为声波相位之间的相邻波群之间相位变化值为 π 。

[0062] 于本实施例中,若干环形凸起2031和若干环形腔2032被配置为将通过的平面波调整为贝塞尔波包括:

[0063] 平面波调整组件被配置包括若干环形凸起2031和若干环形腔2032,根据环形凸起2031和环形腔2032的材质,分别确定材质对应的声速 C_1, C_2 ;

[0064] 在发射的平面波频率为 f 的情况下,根据 $d = \frac{c_1 - c_2}{2(c_1 - c_2)f}$ 确定若干环形凸起的预设高度 d ;

[0065] 根据发射的平面波的声场辐射直径、预设高度 d 、发射平面波频率 f 等确定环形腔202的腔体直径。

[0066] 于本实施例中,若干个的环形凸起2031被配置为采用光敏树脂或者硅胶等具备一定透声率的第一透声材料作为第一介质传输平面波并经过平面声透镜201输出。

[0067] 于本实施例中,环形凸起2031之间的形成若干个环形腔2032被配置为采用水或者医用凝胶等具有一定透声率的第二透声材料作为第二介质传输平面波并经过平面声透镜201输出,将平面波调整为具有贝塞尔波束特性的贝塞尔波。

[0068] 于本实施例中,每个环形凸起2031被配置为具有一预设高度;其中,预设高度被配置为由平面波的频率 f ,以及第一介质、第二介质的材质共同决定。于本实施例中,平面波调整组件203被配置为可以通过3D打印制作出来。

[0069] 于本实施例中,第一透声材料作为第一介质的材料可以为光敏树脂,第二透声材料可以采用包括水作为第二介质,本领域技术人员可以根据实际需求选择合适的第一透声

材料和/或第二透声材料,在此不做限定。

[0070] 实施例2

[0071] 在前述实施例1的基础上,如图4所示,示出了本实施例中另外一种产生贝塞尔波束的装置。该装置还包括:聚焦控制组件30,聚焦控制组件30被配置为调整贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域或目标深度区域40之间的相对位置。

[0072] 于本实施例中,聚焦控制组件30由于辐射的平面波的频率发生变化的情况下,经平面声透镜201透射出的声波的相邻声波群的相位差值也出现变化,形成的贝塞尔波束的汇聚位置发生相应变化,可以通过对聚焦控制组件30相关的目标控制参数的设置,调整贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域或目标深度区域40之间的相对位置。

[0073] 聚焦控制组件30,所述聚焦控制组件被配置为调整所述贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域之间的相对位置,所述聚焦控制组件30内部可以采用第一透声材料或第二透声材料进行完全填充或者其他常见的透声材料均可,所述聚焦控制组件还包括频率调整组件301和/或位置调整组件302。

[0074] 具体地,频率调整组件301被配置为通过超能换能器等可以用于调整平面波频率的某一类器件,以便用于调整平面波的发射频率。

[0075] 具体地,位置调整组件302包括一个空心圆柱体3021,空心圆柱体的一端设置至少一层透声膜,空心圆柱体3021的一侧壁上设置有螺旋调节组件3022,空心圆柱体3021的腔体内设置有平面波调整组件203;平面波调整组件203被配置为根据空心圆柱体3021的转动使得平面波调整组件203能够沿螺旋调节组件3022上下移动使得平面波调整组件203的输出位置随之移动;平面波调整组件203位置信息被配置可以为根据空心圆柱体3021的刻度值进行标识;声波发射组件10被配置为根据预期产生贝塞尔波束的汇聚位置对应固定在某一刻度位置,以便使其能够聚焦在某一靶向部位,实现超能在目标区域的聚焦。

[0076] 具体地,如图5所示,述空心圆柱体的一端设置一层透声膜,所述空心圆柱体3021的腔体内设置有螺旋调节组件3022,螺旋调节组件3022可以包括若干的螺旋结构,平面波调整组件203设置在空心圆柱体内3021,旋转空心圆柱体3021,平面波调整组件203可以沿螺旋调节组件3022的螺纹结构上下移动,空心圆柱体3021设置有显示平面波调整组件203所在高度位置的刻度值,所述声波发射组10件根据预期产生的贝塞尔波束的汇聚位置可以对应固定在某一刻度值的位置,以便使其能够聚焦在某一靶向部位,实现超能在目标区域的聚焦。

[0077] 具体地,目标控制参数用于产生在贝塞尔波束的汇聚位置形成焦斑,目标控制参数可以包括汇聚位置的尺寸信息和/或汇聚位置需要聚焦的超声强度的深度信息。

[0078] 于本实施例中,平面波调整组件203可以被配置为通过3D打印技术制作。

[0079] 可以理解的是,在通过调整聚焦控制组件30的目标控制参数使得贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域40之间的相对位置确定的情况下,通过3D打印制作装置平面波调整组件203。

[0080] 可以理解的是,产生贝塞尔波束的装置可以通过耦合剂将平面波调整组件203与超声医疗转换器之间实现粘结。

[0081] 如图6所示,示出了3D打印技术制作平面波调整组件的示意图。本实施例中采用3D打印技术制作平面波调整组件,采用直径30mm,平面波频率2MHz的超声医疗换能器辐射平

面波,将平面波调整组件203的环形凸起203凸起高度d、环形腔的间距L、周期重复值n应分别为1.1mm、0.8mm和11,使得平面声透镜201辐射声波的-3dB贝塞尔波束汇聚位置在距离换能器25mm的位置,同时可以进一步通过调整相关环形凸起2031的预设凸起的高度d、环形腔2032的间距L、具备一前半周期和一后半周期的周期重复值n等参数进行调整,调整贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域40之间的相对位置。

[0082] 上述的结构仅为举例说明,本实施例中贝塞尔波束的发出基于二值化的平面声透镜201实现,于平面声透镜201耦合了包括环形凸起2031的光敏树脂及环形腔2032为水的平面波调整组件203,通过平面波调整组件203的调整,使得透射出的声波为贝塞尔波束;通过对聚焦控制组件30相关的目标控制参数的设置,例如,辐射的平面波的频率f,环形凸起2031的凸起高度d,周期结构的周期重复数量n,环形腔2032与环形凸起2031的间隔值L等均可以用于来调整贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域之间的相对位置,使得汇聚位置的尺寸信息和/或汇聚位置超声强度的深度信息满足超声刺激的需求。

[0083] 实施例3

[0084] 在前述某实施例的基础上,如图7所示,本申请另一实施例包括了基于本申请相关实施例中产生贝塞尔波束的装置实现产生贝塞尔波束的方法的流程示意图,该方法可以被用于前述的产生贝塞尔波束的装置,产生该贝塞尔波束的方法具体可以包括:

[0085] 步骤S1:发射某一频率的平面波;

[0086] 步骤S2:通过平面波调整组件的调整使沿相同角度传播的相干平面波发生干涉形成贝塞尔波束;

[0087] 可以理解的是,通过医用超声换能器或者任意信号发射器发出某一频率f的声波,该声波被相位调整参数经过平面声透镜透射出贝塞尔波束,并将贝塞尔波束的汇聚位置调整至靶向部位或目标区域或者目标深度区域等,实现长轴聚焦的超声定位。

[0088] 可以理解的是,贝塞尔波束的汇聚位置的尺寸信息以及汇聚位置的超声强度的深度信息满足目标靶向部位的超声刺激的需求。

[0089] 于本实施例中,通过设定若干环形凸起2031和若干环形腔2032作为二值化最佳阈值的分割点及环形凸起2031和环形腔2032的材质,将平面波调整输出为贝塞尔波束。

[0090] 通过预设环形凸起2031和环形腔2032的材质,将相应的处于某一频率f的平面波经过平面声透镜201调整为贝塞尔波束包括:

[0091] 根据预设环形凸起和环形腔的材质,分别确定第一透声材料和第二透声材料对应的声速 C_1, C_2 ;

[0092] 在发射的平面波频率为f的情况下,

[0093] 根据 $d = \frac{c_1 - c_2}{2(c_1 - c_2)f}$,确定若干环形凸起的预设高度d。

[0094] 于本实施例中,根据发射的平面波具有一定频率的f的辐射出的声场直径、环形凸起2031的预设高度d、,确定环形腔的腔体直径或一个环形凸起2031与环形腔2032之间的间距L。

[0095] 如图8所示,示出了声波相位调整部的原理性示意图。于本实施例中,环形凸起2031和环形腔2032之间排列结构分别由光敏树脂和水两部分组成,被定义为 π 相位的环形凸起2031,环形凸起部分2031的材质可以选择光敏树脂作为第一透声材料(密度 1160kgm^{-3} ,

C_1 声速 2250ms^{-1}),被定义为0相位的环形腔2032,该环形腔可以采用水作为第二透声材料,水(密度 998kgm^{-3} , C_2 声速 1482ms^{-1}),确定环形腔的腔体直径或一个环形凸起2031与环形腔2032之间的间距 L ,环形凸起2031的凸起的预设高度为 d ,

[0096] 于本实施例中,输出的二值化平面波的相邻波群之间相位差为 $\Delta\phi = \pi$,根据平面声透镜201材料参数即得到下述环形凸起的预设高度 d :

$$[0097] \quad \Delta\phi = \frac{2\pi}{\lambda} d,$$

$$[0098] \quad d = \frac{c_1 - c_2}{2(c_1 - c_2)f}$$

[0099] 在平面波的声波频率确定的情况下,若设定环形凸起2031和环形腔2032使得接收的透射出的相邻波群相位差 $\Delta\phi = \pi$ 的情况(与全息透镜设定一致),由此,环形凸起2031的预设凸起高度 d 可以确定。

[0100] 于本实施例中,在平面波的声波频率 f 一旦发生变化,若要使得平面声透镜201透射出的相邻波群相邻声波群的相位差值 $\Delta\phi = \pi$,环形凸起2031的凸起高度 d 应相应的发生变化。

[0101] 于本实施例中,在 d 保持不变的情况下,平面波频率 f 降低,平面声透镜201透射出的相邻声波群的 $\Delta\phi < \pi$,输出贝塞尔波束形成的长轴聚焦声场的汇聚位置发生变化。

[0102] 于本实施例中,所述的方法还包括:根据目标控制参数调整所述贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域之间的相对位置,通过聚焦控制组件调整平面波的发射频率和/或平面波调整组件的位置信息,使得所述汇聚位置集中至目标区域。。

[0103] 其调整所述贝塞尔波束的汇聚位置的组件可以参考前述实施例一中的实现方式,在此不做赘述。

[0104] 如图9示出了一种声波频率调整实现贝塞尔波束汇聚位置调整的示意图,具体地,于本实施例中,辐射平面波的声波频率从 1.9MHz 以 1000KHz 的步长增加至 2.2MHz ,声波经过本申请中实施例中的发射贝塞尔波束的装置后,经设置于平面波调整组件203的平面声透镜201透射出贝塞尔波束的汇聚位置于目标区域40之间的相对位置为 23.05mm , 25.15mm , 26.65mm 和 28.3mm ,对应的进仿真验证后的结果分别 23.2mm , 25.06mm , 26.60mm 和 28.87mm ,通过对频率的调整使得贝塞尔波束的汇聚位置与目标区域40之间的相对位置进行调整。

[0105] 于实施例中,声波被平面波调整组件203的调整后,经过平面声透镜201透射出的贝塞尔波束,通过调整平面波频率等实现与目标区域40之间的相对位置调整,根据目标控制参数使得声波实现长轴聚焦于目标靶位是在能量聚焦在目标区域或目标深度区域等,例如地,包括模拟针灸穴位和/或神经节段的某局部,使得贝塞尔波束的汇聚位置的尺寸信息以及汇聚位置的超声强度的深度信息满足目标靶向部位的超声刺激的需求。

[0106] 实施例4

[0107] 传统超声聚焦方式如凹球面换能器或者凹透镜换能器刺激区域以焦点为中心的一个很小的类椭球区域,很难做到对包括模拟针灸穴位区域的准确覆盖;而相控阵聚焦受制于相控阵制作工艺、声场调控算法和电路驱动等因素,应用于超声针灸成本较高且不便捷。穴位作为针灸时的针刺部位,并非仅为单个的点位而是一个具有一定线度的区域,因

此,超声波模拟针灸治疗的关键是实现声能长轴聚焦,进而模拟传统针灸刺激在相应的目标靶位包括穴位或者某一神经节段的局部或者全部,超声在神经调控实现可无创、精准地对外周神经神和中枢神经等进行调控,因此,本实施例中一种简单便捷的声场控制方式实现声传播方向上的长轴聚焦,从而满足超声波模拟针灸定位在需要的穴位或者某一神经节段局部的治疗需求实现精确性高、安全性好。

[0108] 在前述某实施例的基础上,本申请的另一实施例进一步示出了一种基于前述相关产生贝塞尔波束的装置实现超声调控的装置,该装置可调控输出的超声波为汇聚在不同位置、不同尺寸及聚焦深度信息的贝塞尔波束。

[0109] 于本实施例中,贝塞尔波束的汇聚位置被调整至包括生物体的穴位和/或神经节段的某一局部。

[0110] 于本实施例中,实现超声调控的装置可以通过产生贝塞尔波束的汇聚位置调整,贝塞尔波束的汇聚位置被调整至贝塞尔波束的汇聚位置被调整至至少包括模拟针灸穴位和/或神经节段的某局部的靶向部位等,并向靶向部位或目标区域施加一定的超声能量。具体地,例如平面波发射频率 f 为1MHz,二值化贝塞尔透镜选择光敏树脂作为第一透声材料,水作为第二透声材料,凸起与环形腔之间的间距 $L=2.1$,环形凸起预设高度 $d=2.17$,环形凸起个数 $n=6$,二值化贝塞尔透镜旋转至位置调整套筒20mm处,使得经贝塞尔波束的汇聚位置在透皮后的5mm位置。

[0111] 以糖尿病大鼠为治疗对象,实验分为三组,分别为正常SD大鼠对照组、糖尿病SD大鼠超声穴位刺激组及糖尿病SD大鼠模型组。

[0112] 具体造模及分组方法如下:SD大鼠40只,体质量(200~250g),购自上海斯莱克实验动物有限责任公司,SD大鼠适应性饲养1周后,随机分为正常对照组($n=8$)和STZ诱导组($n=32$);其中,正常对照组予普通饲料,STZ诱导组予高脂饲料;

[0113] 4周后,STZ诱导组腹腔注射新鲜配制的STZ溶液(60mg/kg一次性腹腔注射1%STZ溶液),正常对照组予等剂量的枸橼酸钠腹腔注射,30min内完成腹腔注射;

[0114] 腹腔注射STZ 72h及1周后,尾静脉采血测定空腹血糖(fasting blood glucose, FBG),两次FBG均超过16.7mmol/L的大鼠为DM造模成功;

[0115] 将造模成功的大鼠分为二组,糖尿病超声穴位刺激组8只,糖尿病模型组8只。

[0116] 选择足三里穴为调控靶点,将调控装置固定在足三里穴位处,设置脉冲重复周期为0.5ms,脉冲持续时间为140 μ s,脉冲平均声强为2.16w/cm²,每天刺激20min,每周刺激5天,3周后糖尿病大鼠的症状得到明显改善;经超声调控装置刺激糖尿病鼠的足三里穴位后,糖化血红蛋白指标有显著降低、其对应的炎症因子白介素6也显著下降、经超声刺激后胰岛切片显示,胰岛也有好转,具体如图10、图11、图12、图13所示。

[0117] 于本实施例中,采用的具体测试方法、过程及数据包括如下:

[0118] 所有SD大鼠予3%水合氯醛10mg/kg腹腔注射麻醉,腹主动脉取血,3500r/min离心15min,收集上清液;

[0119] 使用大鼠糖化血红蛋白(GHb)酶联免疫分析(ELISA)试剂盒,检测血清糖化血红蛋白,严格按ELISA试剂盒说明书步骤操作;

[0120] 使用大鼠白细胞介素6(IL-6)酶联免疫分析(ELISA)试剂盒检测IL-6,严格按ELISA试剂盒说明书步骤操作;

[0121] 使用大鼠胰岛素 (INS) 酶联免疫分析 (ELISA) 试剂盒检测胰岛素, 严格按ELISA试剂盒说明书步骤操作;

[0122] 于本实施例中, 上述试剂盒品牌均为XLPCC。

[0123] 胰腺组织用4%多聚甲醛固定, 石蜡包埋, 沿胰腺团块长轴连续切片, 以2mm间隔制备4 μ m切片6张, HE染色, 显微镜下观察胰岛形态。

[0124] 于本实施例中, 贝塞尔波束的汇聚位置通过聚焦在目标区域直接或间接作用于膈穴, 使机体产生相应的模拟超声生物效应, 通过采用模拟的机体的神经反射、神经-体液调节和神经-内分泌-免疫调节作用等途径, 达到超声在目标靶向部位长轴聚焦并施加能量实现治疗机体疾病和调节机体功能的应用前景。

[0125] 以上所述, 仅为本发明的各种优选实例, 本发明还可有其他多种实施例, 只要不背离本发明的实质和范围, 本领域的技术人员可以对其进行各种形式上的修改和变更, 但这些相应的修改和变更都应属于本发明的权利要求的保护范围。因此, 本发明的保护范围应以所述权利要求的保护范围为准。

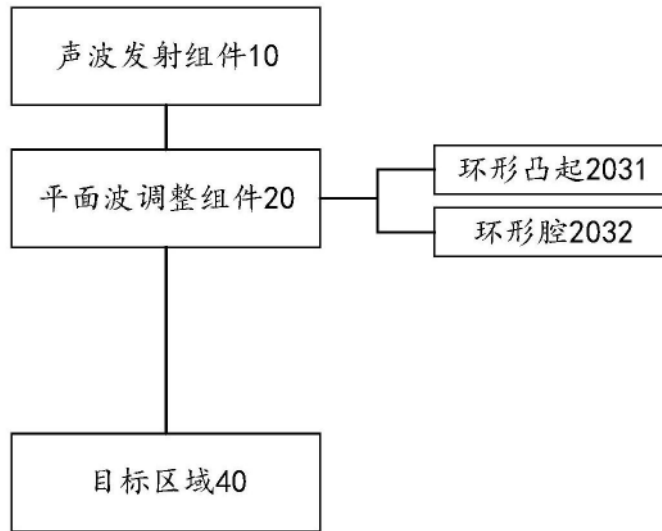


图1

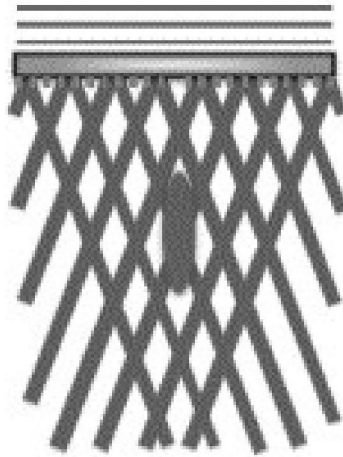


图2



图3

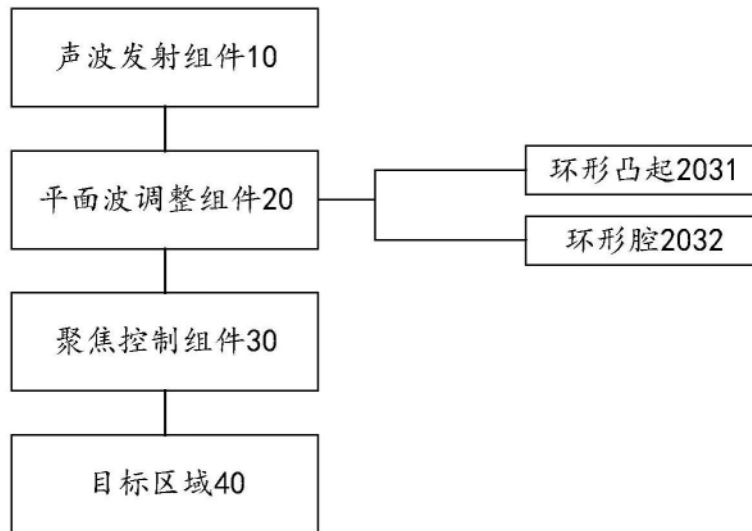


图4

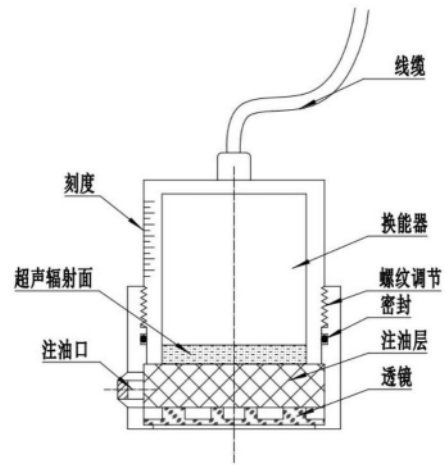


图5

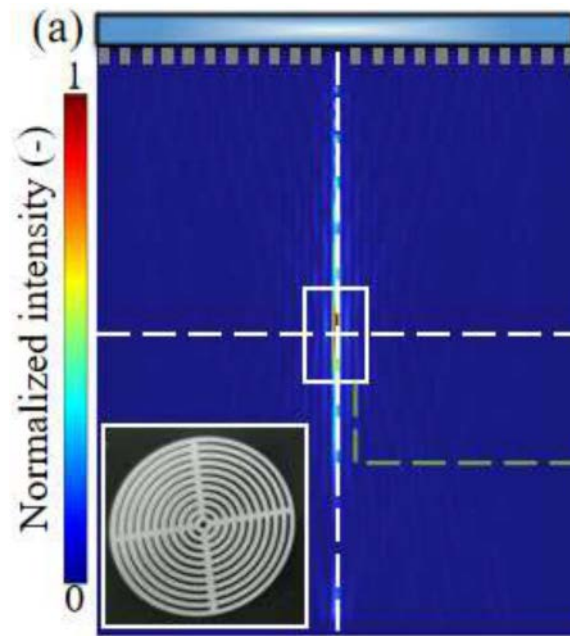


图6

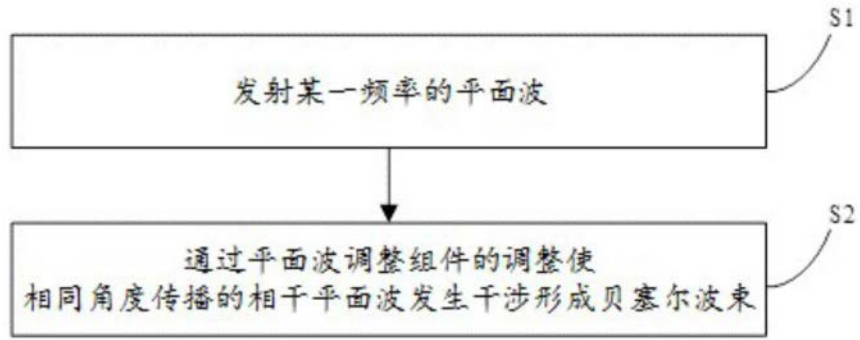


图7

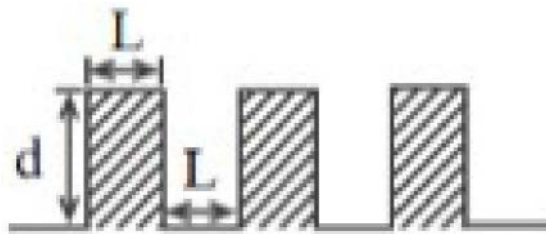


图8

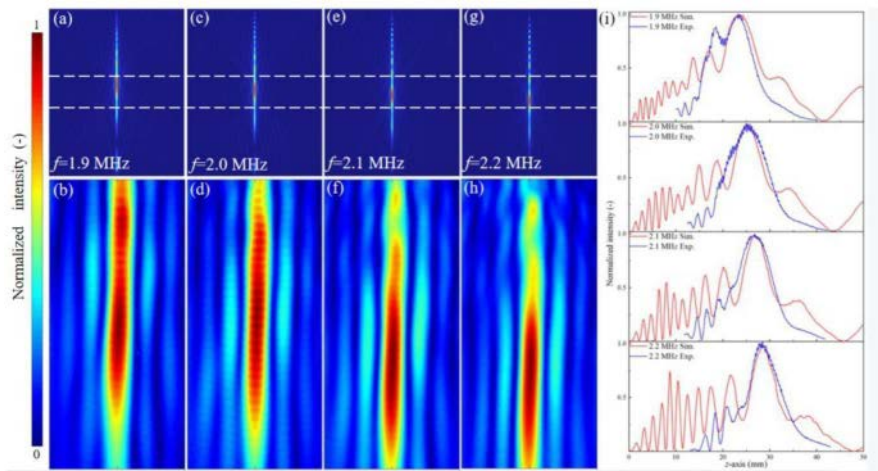


图9

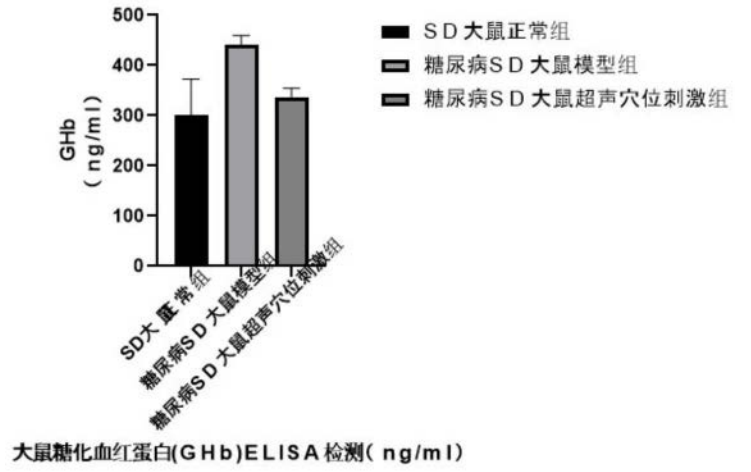


图10

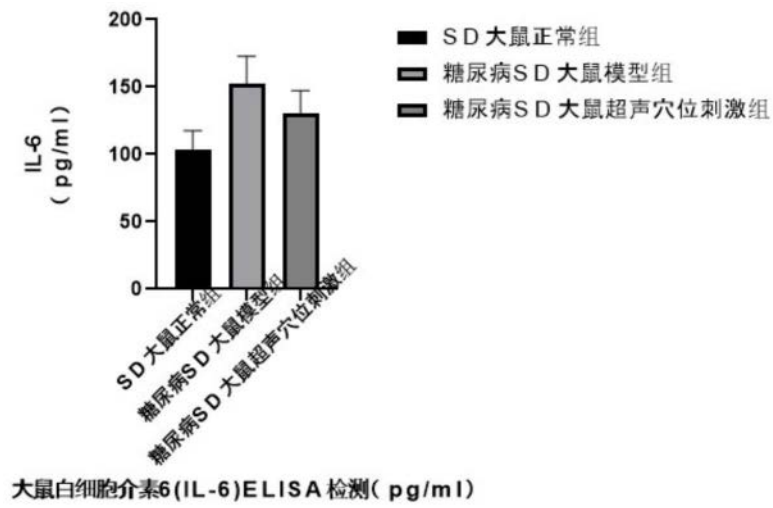


图11

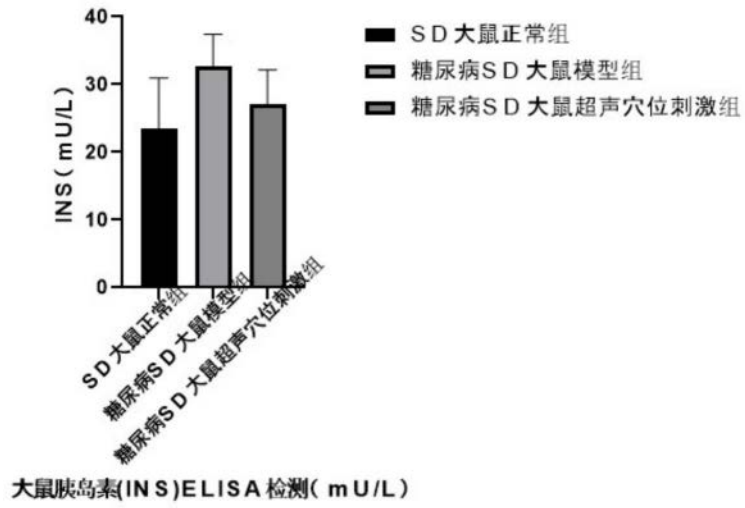


图12

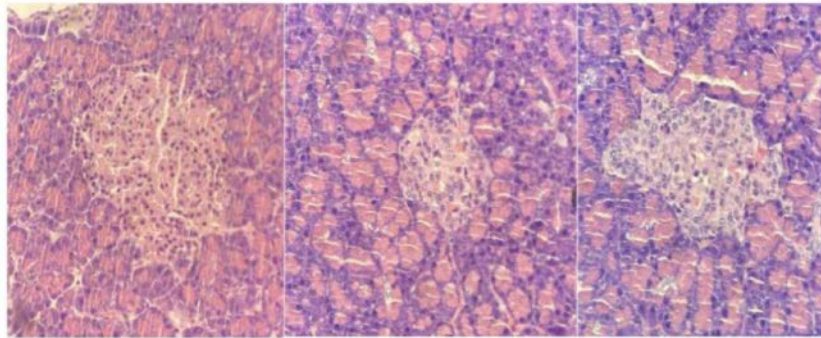


图13