



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104622512 B

(45)授权公告日 2017.06.13

(21)申请号 201510059080.2

(22)申请日 2015.02.04

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104622512 A

(43)申请公布日 2015.05.20

(73)专利权人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路92号

(72)发明人 张慧 张雯 石建超 靳世久

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代

理事务所 12201

代理人 温国林

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

审查员 高瑞玲

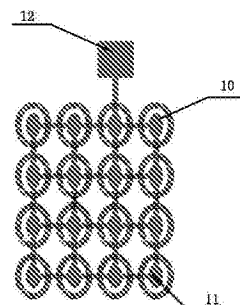
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列及电路系统

(57)摘要

本发明公开了一种椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列及电路系统,工作单位为椭圆膜次级阵列。椭圆膜次级阵列还包括:椭圆振膜、椭圆膜次级阵列顶电极、椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD,椭圆膜次级阵列顶电极分布在椭圆振膜上方,每个椭圆膜次级阵列顶电极连接对应椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD。FPGA控制发送端对各路器件单元扫描发送相控脉冲信号,通过相控阵实现椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列的发射声波的聚焦与平移;接收器件接收各路超声回波信号,通过前置放大器与模数转换模块(Analog to Digital,以下简称AD)读入FPGA内存,根据接收信号相位以及信号幅值信息进行成像。本发明增大了环形成像阵列的扫略面积与椭圆振膜接收灵敏度。



1. 一种椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列,包括椭圆膜次级阵列,环形阵列由40个椭圆膜次级阵列排列而成;

所述椭圆膜次级阵列包括:椭圆振膜、椭圆膜次级阵列顶电极、椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD,

所述椭圆膜次级阵列顶电极分布在所述椭圆振膜上方,所述椭圆膜次级阵列顶电极连接对应椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD;

所述椭圆膜次级阵列由16个椭圆振膜排列成4*4阵列,16个椭圆振膜的长短轴指向一致;

所述椭圆振膜在长轴方向等间距排列,间距为75um,在短轴方向等间距排列,间距为60um;

所述椭圆膜次级阵列等间距依次排列成圆环形状,每个圆环包含40个椭圆膜次级阵列,椭圆膜次级阵列顶电极布置在圆环的外侧一端,作为次级阵列的对外接口,椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD形状为正方形,边长为150um;

当次级阵列排布相同时,椭圆膜次级阵列可增大环形阵列的扫略范围;提高椭圆振膜的接收灵敏度;具有更大的成像角度与成像范围。

2. 根据权利要求1所述的一种椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列,其特征在于,

所述椭圆膜次级阵列顶电极与对应所述椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD之间通过溅射的金属导线连接。

3. 根据权利要求1所述的一种椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列,其特征在于,所述椭圆膜次级阵列横截面层级结构由上到下依次为:椭圆膜次级阵列顶电极与椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD、氮化硅薄膜、椭圆形空腔和硅基底;

所述硅基底注入导电离子充当底电极,在所述硅基底内部刻蚀形成所述椭圆形空腔,上方覆盖所述氮化硅薄膜,在所述氮化硅薄膜上表面溅射有所述椭圆膜次级阵列顶电极与椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD。

4. 根据权利要求1-3中任一权利要求所述的一种椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列,其特征在于,所述椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列采用体硅工艺加工。

5. 一种用于权利要求1-3中任一权利要求所述的一种椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列的电路系统,所述电路系统包括:FPGA,其特征在于,

所述FPGA控制发送端对各路器件单元扫描发送相控脉冲信号,使能发送放大端口,转换器关闭,通过相控阵实现椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列的发射声波的聚焦与平移;

打开转换器,使能接收放大端口,接收器件接收各路超声回波信号,通过前置放大器与AD读入所述FPGA的内存中,根据接收信号相位以及信号幅值信息进行成像。

椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列及电路系统

技术领域

[0001] 本发明涉及微机电系统 (Micro-Electro-Mechanical System, 以下简称MEMS) 传感器领域的电容式微超声传感器研究, 设计了一种可用于血管内窥成像的椭圆膜单元结构的电容式微超声传感器环形阵列及电路系统。

背景技术

[0002] 近年来, 随着MEMS技术领域的蓬勃发展, 采用MEMS技术的电容式微超声传感器的研究成为了热点, 在医用内窥检测成像、治疗超声、微流体探测、工业无损等方面具有相应的应用价值。电容式超声传感器继承了MEMS体积小、精度高、集成化程度高的特点。同时, 相比MEMS领域的压电产品, 电容式微超声传感器具有以下特点: 首先, 电容式微超声传感器加工工艺简单, 与集成电路加工工艺兼容, 可与传感器前置电路集成于掩膜版上, 这种集成化设计减小了寄生电容与信号串扰的影响。其次, 电容式微超声传感器相较于压电式超声传感器具有更低的声学阻抗, 机电转换效率更高。

[0003] 传统的电容式微超声传感器阵列的基本单元为圆形膜或矩形膜结构, 因其加工制造相对简单, 在工业无损检测、医学检测、化学生物检测等方面应用广泛。在医学血管内窥成像应用中, 通常采用环形阵列, 对心血管内阻塞物进行超声扫查成像。

[0004] 血管内窥成像电容式微超声传感器环形阵列的工作单位可由单个矩形膜阵元或并联矩形膜阵元组成。当工作单位为单个矩形膜阵元时, 如图1所示 (包括: 矩形单膜1、矩形膜阵元顶电极2、矩形膜阵元顶电极引出PAD3), 矩形单膜1的发射声压较小, 在医用成像系统中, 将单膜上的顶电极并联构成矩形膜次级阵列, 作为工作单位, 以提高工作单位的发射声压。

[0005] 采用矩形膜次级阵列作为工作单位, 如图2所示 (包括: 矩形振膜4、矩形膜次级阵列顶电极5、矩形膜次级阵列顶电极引出PAD 6)。在单元膜面积的限制下, 通过信号叠加增大了次级阵列的发射声压。但矩形振膜4长宽比较大, 振膜边沿易受应力集中效应影响而破裂, 稳定性不佳。

[0006] 采用圆形膜次级阵列作为工作单位, 如图3所示 (包括: 圆形振膜7、圆形膜次级阵列顶电极8、圆形膜次级阵列顶电极引出PAD 9)。圆形膜次级阵列增加了单元个数, 使得发射声压累积增大。此外, 相比矩形振膜4, 圆形振膜7削弱了应力集中效应的影响, 提高了器件稳定性。在血管内窥成像中, 环形阵列扫略面积是重要的考量参数。如何在合理控制信号噪声的前提下有效提高环形阵列的扫略面积, 是目前圆形膜次级阵列遭遇的技术瓶颈之一。

[0007] 基于以上分析, 采用圆形膜次级阵列作为工作单位电容式微超声传感器环形阵列设计仍然存在缺陷, 扫略面积较小以及圆形振膜接收灵敏度低等问题影响血管内窥成像检测的成像范围与成像质量。为此, 需要研究一种新型电容式微超声传感器环形阵列。

发明内容

[0008] 本发明提供了一种椭圆膜单元结构的电容式微超声传感器环形阵列及电路系统，本发明可增大环形阵列扫略面积，提高振膜接收灵敏度，减小近场长度，扩展成像范围，增强器件稳定性。详见下文描述：

[0009] 一种椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列，包括椭圆膜次级阵列，环形阵列由40个椭圆膜次级阵列排列而成。

[0010] 所述椭圆膜次级阵列还包括：椭圆振膜、椭圆膜次级阵列顶电极、椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD。

[0011] 所述椭圆膜次级阵列顶电极分布在所述椭圆振膜上方，所述椭圆膜次级阵列顶电极连接对应椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD。

[0012] 所述椭圆膜次级阵列顶电极与所述椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD之间通过溅射的金属导线连接。

[0013] 所述椭圆膜次级阵列横截面层级结构由上到下依次为：椭圆膜次级阵列顶电极与椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD、氮化硅薄膜、椭圆形空腔和硅基底。

[0014] 所述硅基底注入导电离子充当底电极，在所述硅基底内部刻蚀形成所述椭圆形空腔，上方覆盖所述氮化硅薄膜，在所述氮化硅薄膜上部溅射有所述椭圆膜次级阵列顶电极与椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD。

[0015] 所述椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列采用体硅工艺加工。

[0016] 一种椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列的电路系统，所述电路系统包括：FPGA，所述FPGA控制发送端对各路器件单元扫描发送相控脉冲信号，使能发送放大端口，转换器关闭，通过相控阵实现椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列的发射声波的聚焦与平移；

[0017] 打开转换器，使能接收放大端口，接收器件接收各路超声回波信号，通过前置放大与AD读入所述FPGA内存，根据接收信号相位以及信号幅值信息进行成像。

[0018] 本发明提供的技术方案的有益效果是：将椭圆膜单元结构的电容式微超声传感器环形阵列及电路系统应用于血管内窥成像扫描中，首先，相比圆形膜次级阵列结构，当次级阵列阵元数量及排列方式相同时，椭圆膜次级阵列可扩展环形阵列的径向尺寸，增大扫略面积。其次，椭圆振膜接收灵敏度优于圆形振膜，可增强血管内窥成像的成像质量。再次，椭圆振膜近场长度小于圆形振膜，扩大了血管内窥成像的成像范围。最后，椭圆振膜不易受应力集中效应影响，稳定性强，系统的工作时间长。

附图说明

[0019] 图1为单个矩形膜阵元的示意图；

[0020] 图2为矩形膜次级阵列的示意图；

[0021] 图3为圆形膜次级阵列的示意图；

[0022] 图4为本发明中椭圆膜单元结构的电容式微超声传感器环形阵列图；

[0023] 图5为本发明中椭圆膜次级阵列的设计版图；

[0024] 图6为本发明中椭圆振膜阵元的横截面图；

[0025] 图7为本发明中椭圆振膜阵元的球状辐射声场图；

[0026] 图8为椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列电路系统简图。

[0027] 附图中,各标号所代表的部件列表如下:

- [0028] 1:矩形单膜; 2:矩形膜阵元顶电极;
[0029] 3:矩形膜阵元顶电极引出PAD;
[0030] 4:矩形振膜; 5:矩形膜次级阵列顶电极;
[0031] 6:矩形膜次级阵列顶电极引出PAD;
[0032] 7:圆形振膜; 8:圆形膜次级阵列顶电极;
[0033] 9:圆形膜次级阵列顶电极引出PAD;
[0034] 10:椭圆振膜; 11:椭圆膜次级阵列顶电极;
[0035] 12:椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD;
[0036] 13:氮化硅薄膜; 14:椭圆形空腔;
[0037] 15:硅基底; 16:椭圆膜次级阵列。

具体实施方式

[0038] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面对本发明实施方式作进一步地详细描述。

[0039] 实施例1

[0040] 本发明提出了一种以椭圆膜次级阵列作为工作单位的电容式微超声传感器环形血管内窥成像阵列,参见图4,包括:椭圆膜次级阵列16,

[0041] 其中,参见图5,椭圆膜次级阵列16又包括:椭圆振膜10、椭圆膜次级阵列顶电极11、椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD 12,椭圆膜次级阵列16由16个椭圆振膜10排列成4*4阵列,16个椭圆振膜10的长短轴指向一致。并且,椭圆振膜10在长轴方向等间距排列,间距为75um,在短轴方向等间距排列,间距为60um。椭圆膜次级阵列顶电极11分布在椭圆振膜10上方,由溅射的金属材料导线相互连接,构成4*4并联结构。椭圆膜次级阵列顶电极11由特殊金属材料导线连接到对应椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD 12。

[0042] 相比圆形膜次级阵列,椭圆膜次级阵列16有以下优点:首先,当次级阵列排布相同时,椭圆膜次级阵列16可增大环形阵列的扫略范围。其次,相比圆形振膜7,椭圆振膜10的接收灵敏度更高。再次,椭圆振膜边缘平滑,不易受到应力集中问题的影响。最后,相比半径等于椭圆长轴长度的圆膜,椭圆振膜10近场长度更小,由于近场内超声波波形杂散,不适宜进行成像检测和信号测量,故椭圆膜次级阵列16具有更大的成像角度与成像范围。

[0043] 参见图4和图5,椭圆膜次级阵列16等间距依次排列成圆环形状,每个圆环包含40个椭圆膜次级阵列16。每个椭圆膜次级阵列16对应一个椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD12,椭圆膜次级阵列顶电极11布置在圆环的外侧一端,作为次级阵列的对外接口。椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD12形状为正方形,边长为150um。

[0044] 其中,椭圆膜次级阵列16中每个椭圆振膜阵元的横截面图如图6所示(包括椭圆膜次级阵列顶电极11、氮化硅薄膜13、椭圆形空腔14、硅基底15)。硅基底15注入导电离子充当底电极,在硅片基底内部刻蚀形成椭圆形空腔14,上方覆盖氮化硅薄膜13(该氮化硅薄膜13分为A与B两部分,A部分(即悬空在椭圆形空腔14的部分)即为椭圆振膜10,B部分(即其余部分)),A部分作为振膜振动发出超声波,B部分作为绝缘层分隔顶电极与底电极,在氮化硅薄膜13上部溅射有椭圆膜次级阵列顶电极11。

[0045] 进一步地,本发明所述的椭圆膜次级阵列16结构具体材料与尺寸如下:硅基底15注入导电离子具有导电性,充当底电极,椭圆形空腔14采用反应离子刻蚀工艺形成,深度为2 μm ,长轴长度为25 μm ,短轴长度为20 μm ,氮化硅薄膜13厚度为1 μm ,键合覆盖在硅基底15的上方,键合工艺需要在氮化硅薄膜13上光刻键合剂,键合剂材料为金属Au。椭圆膜次级阵列顶电极11形状为椭圆形,长半轴轴长为16.7 μm ,短半轴轴长为14.1 μm ,面积为椭圆振膜10的一半,椭圆膜次级阵列顶电极11之间的连接线线宽为10 μm 。

[0046] 本发明的所述的基于椭圆膜单元结构的电容式微超声传感器环形阵列采用体硅工艺加工。其中,椭圆形平膜单元结构相关技术指标:本发明的所述的椭圆形平膜单元结构,利用COMSOL Multiphysics多物理场仿真软件(吕琼莹,杨艳,焦海坤,张志杰.基于COMSOL Multiphysics超声波电机的谐振特性分析[J].压电与声光,2012,06:864-867.)对其反射声场进行仿真。仿真尺寸为椭圆振膜10厚度1 μm ,短半轴20 μm ,长半轴25 μm 。球状辐射声场半径100 μm 。仿真结果如图7所示,得出此种结构尺寸的椭圆振膜10基频为8.98MHz,接收灵敏度为0.71 μm 。同面积的圆形振膜7的灵敏度为0.41 μm ,相比之下椭圆振膜10的灵敏度有大幅度的提高。

[0047] 椭圆振膜阵元的球状辐射声场图如图7所示,该图反映了单个椭圆振膜10在接收模式下,接收1Pa声压信号后,椭圆振膜10的球状辐射声场分布,球状辐射声场通过超声波压强值来表现,单位为dB。从图中可以看出,单个椭圆振膜10的球状辐射声场以椭圆振膜中心为球心,向外辐射,声场中声压强度呈强弱相间分布,而且在近场范围内强弱分布不规则,这段距离内不适宜进行检测成像。

[0048] 本发明所述的椭圆振膜10相比同尺寸的圆形振膜7具有更短的近场强度。椭圆振膜10的近场长度级别可由膜中心点的近场长度代表,圆形膜中心点的近场长度可以用下式进行等效:

$$[0049] \quad z_g = \frac{a^2}{\lambda}$$

[0050] 可以看出,近场长度与圆形膜的半径的二次方成正比,与超声波的波长 λ 成反比。椭圆膜的长轴长为a,短轴长为b,相对于半径为a的圆形膜,椭圆振膜10的近场长度较短,具有更大的探测范围,并且灵敏度也更高。

[0051] 实际应用时,该椭圆膜单元结构的电容式微超声传感器环形阵列及电路系统采用体硅工艺制造,分别加工两片硅片,最后通过键合剂将两片硅片键合在一起。第一片硅片首先应用光刻法,反应离子刻蚀形成椭圆形空腔14,对空腔一面硅进行氧化,注入导电离子,形成导电地层。第二片首先进行PECVD(等离子体增强化学气相沉积法)沉积低应力氧化硅,氧化硅层不但作为电容式超声传感器的振膜,同时作为绝缘层隔离顶电极与底电极。然后在氮化硅上应用光刻法,薄膜湿法腐蚀形成Au键合层。两片硅片单独处理后,将两片硅片通过Au-Si键合程序粘合在一起,腐蚀掉第二片硅片的体硅部分。在残留的氧化硅薄膜上进行光刻,反应离子刻蚀暴露出底电极。继续在氧化硅薄膜上磁控溅射顶电极材料Au,光刻形成顶电极的布线。加工完成椭圆振膜阵元的横截面图如图6所示。

[0052] 其中,应用体硅工艺加工而成的椭圆膜次级阵列,如图5所示,椭圆振膜10排布形成4*4的并联工作单位,短轴方向指向图4中示意的环形传感器阵列的圆心。在硅片加工时,将40个椭圆膜次级阵列16按图4中示意的圆环形形状排列,外围控制电路与前置电路通过

椭圆膜次级阵列顶电极引出PAD12实现对传感器阵列的控制与采集。

[0053] 实施例2

[0054] 本发明在发送与接收超声波形需要相关的电路系统进行控制,椭圆振膜电容式微超声传感器单元发送与接收超声需要施加偏置直流电压。当单元处于发射状态时,在椭圆膜次级阵列顶电极11与硅基底15之间额外施加交流脉冲激励,在直流偏置电压与脉冲激励的同时作用下,椭圆振膜10发生振动,发出脉冲信号。当单元处于接收状态时,椭圆振膜10在超声波的作用下,产生交流电流信号被电路检测系统接收,判断超声波的幅值与相位信息,用于信息处理。

[0055] 椭圆膜单元结构的电容式微超声传感器环形阵列的电路系统通过FPGA进行发送与接收信号的控制。图8为椭圆膜单元结构电容式微超声传感器环形阵列电路系统简图。由于施加的交流激励脉冲在50V以上,所以,采用高压开关控制电路系统的通断。系统运行时,打开高压开关,首先由FPGA控制发送端对各路器件单元扫描发送相控脉冲信号,令发送放大端口TX使能,T/R转换器关闭,通过相控阵实现电容式微超声传感器环形阵列发射声波的聚焦与平移。然后打开T/R转换器,令接收放大端口RX使能,接收器件接收各路超声回波信号,通过前置放大与AD读入FPGA内存,进一步通过上位机传入计算机中进行处理分析。根据接收信号相位以及信号幅值信息进行成像。

[0056] 本发明实施例对各器件的型号除做特殊说明的以外,其他器件的型号不做限制,只要能完成上述功能的器件均可。

[0057] 本领域技术人员可以理解附图只是一个优选实施例的示意图,上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0058] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

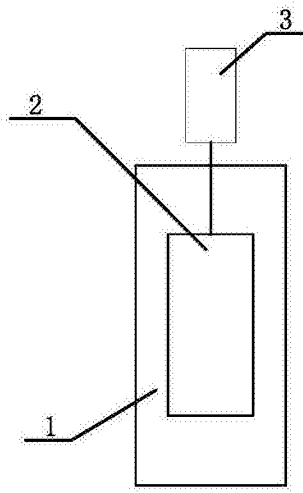


图1

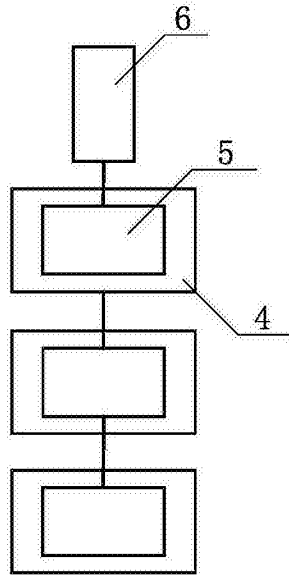


图2

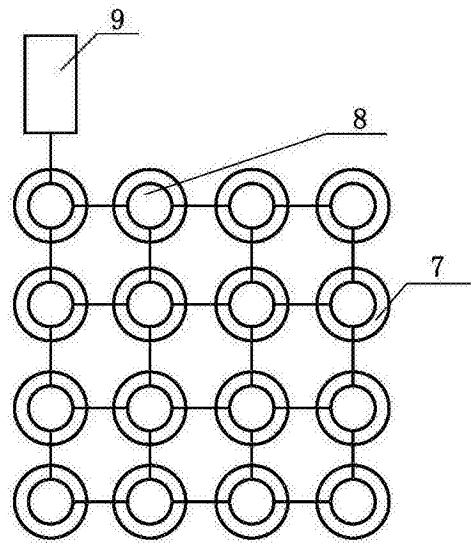


图3

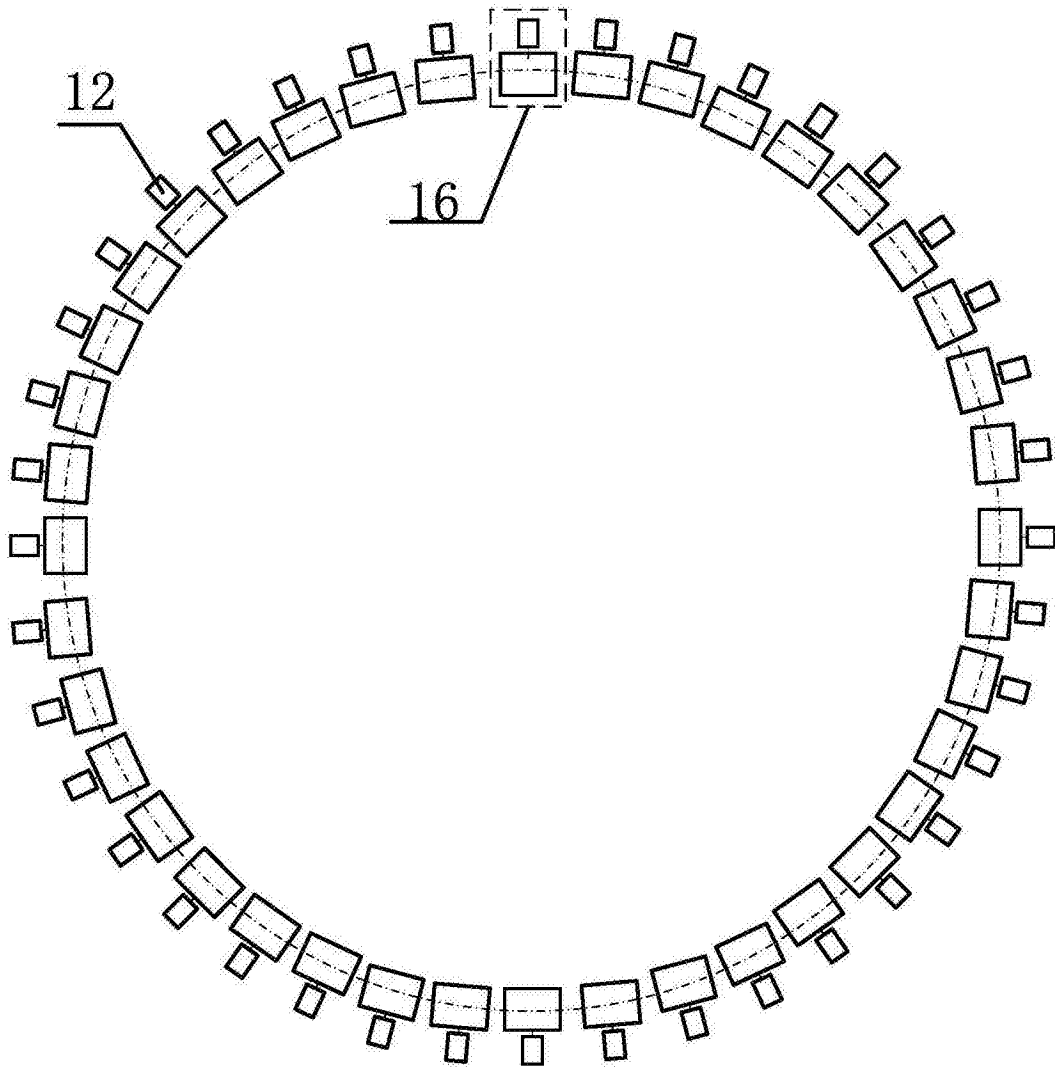


图4

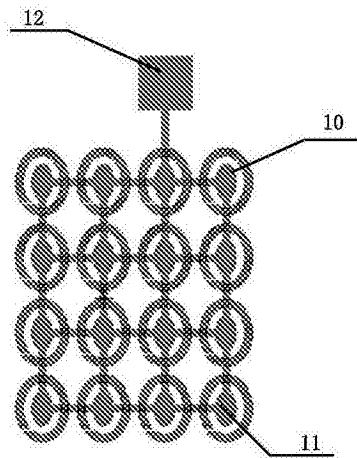


图5

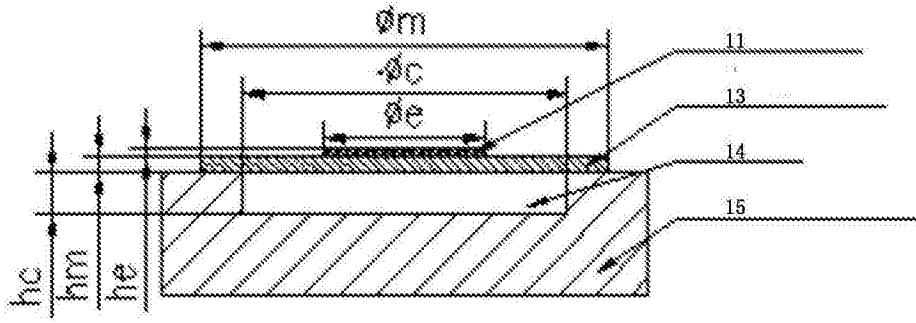


图6

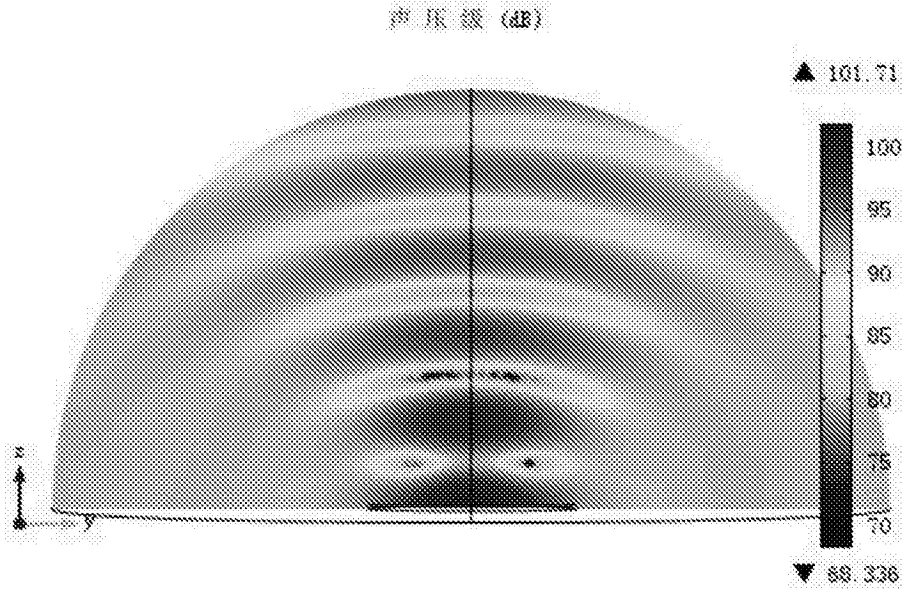


图7

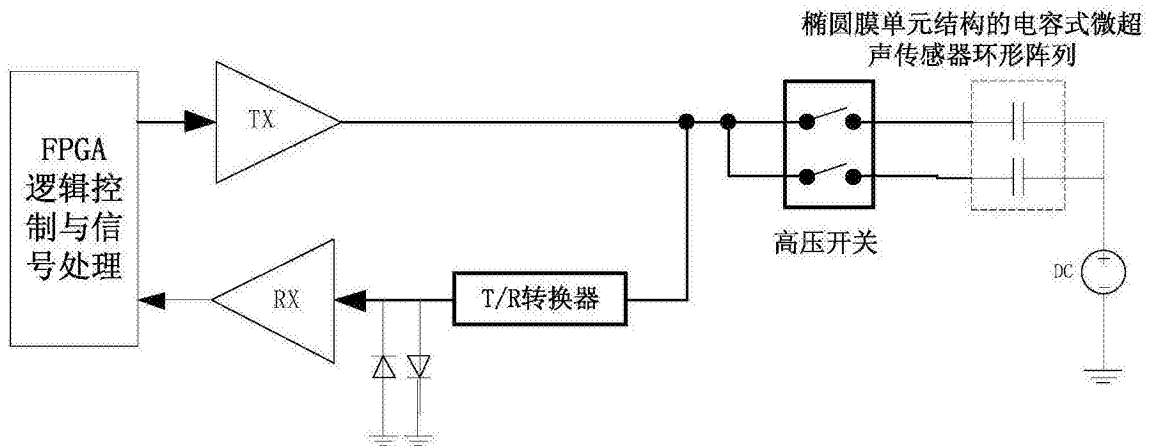


图8