



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106865483 A

(43)申请公布日 2017.06.20

(21)申请号 201710009234.6

(22)申请日 2017.01.06

(71)申请人 中北大学

地址 030051 山西省太原市学院路3号

(72)发明人 何常德 张国军 张斌珍 薛晨阳

张文栋 郝聪聪

(74)专利代理机构 太原科卫专利事务所(普通

合伙) 14100

代理人 温彪飞 武建云

(51)Int.Cl.

B81B 3/00(2006.01)

B81C 1/00(2006.01)

G01S 7/521(2006.01)

B06B 1/02(2006.01)

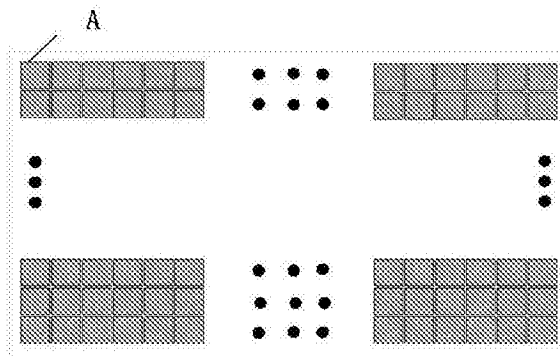
权利要求书1页 说明书4页 附图6页

(54)发明名称

医用微电容超声换能器面阵探头及其制备方法

(57)摘要

本发明公开了一种医用微电容超声换能器面阵探头,包括硅衬底(1),所述硅衬底(1)的上表面为氧化层(2),所述氧化层(2)的上表面开设有若干空腔(3),若干空腔(3)成排、列布置,所述氧化层(2)的上表面键合振动薄膜(4),所述振动薄膜(4)的上表面设隔离层(5),围绕隔离层(5)的四周边缘处及其内部开设有下沉的隔离槽(6),所述隔离槽(6)贯穿隔离层(5)和振动薄膜(4)后,其槽底开设于氧化层(2)上;所述隔离层(5)的上表面上正对每个空腔(3)的中心位置处设有上电极(7)。本发明设计合理,该医用微电容超声换能器面阵探头具有结构新颖、重量轻、体积小,具有可控性高、灵敏度大、杂散电容小等优点。



1. 一种医用微电容超声换能器面阵探头,其特征在于:包括硅衬底(1),所述硅衬底(1)的上表面为氧化层(2),所述氧化层(2)的上表面开设有若干空腔(3),所述氧化层(2)的上表面键合振动薄膜(4),所述振动薄膜(4)的上表面设隔离层(5),围绕隔离层(5)的四周边缘处及其内部开设有下沉的隔离槽(6),所述隔离槽(6)贯穿隔离层(5)和振动薄膜(4)后,其槽底开设于氧化层(2)上;所述隔离层(5)的上表面上正对每个空腔(3)的中心位置处设有上电极(7);

所述氧化层(2)上的若干空腔(3)位于同一隔离区域内后形成一个阵元;所述隔离层(5)的上表面位于一个阵元内的边缘处位置设有一个焊盘(8),一个阵元内每排的两个相邻上电极(7)之间以及每列的两个相邻上电极(7)之间通过金属引线(9)连接,所述焊盘(8)与离其最近的一个上电极(7)之间通过金属引线(9)连接;

多个阵元成排、列对齐布置,形成CMUT面阵,该面阵排列为 $M*N$,构成医用微电容超声换能器面阵探头。

2. 根据权利要求1所述的医用微电容超声换能器面阵探头,其特征在于:所述空腔(3)形状为正六边形或者圆形。

3. 根据权利要求1或2所述的医用微电容超声换能器面阵探头,其特征在于:所述 M 取值 $16\sim 512$,所述 N 取值 $16\sim 512$ 。

4. 一种医用微电容超声换能器面阵探头的制备方法,其特征在于:包括如下步骤:

(1)、选择硅片和SOI晶片,并进行标准RCA清洗;

(2)、对硅片进行氧化处理,使其上下表面都形成氧化层;

(3)、在硅片上表面的氧化层上进行光刻,刻蚀出若干空腔;

(4)、对硅片进行标准RCA清洗并进行激活,激活后使硅片上表面的氧化层与SOI晶片进行低温键合;

(5)、键合后用TMAH溶液对SOI晶片的衬底硅进行腐蚀,清洗后再用BOE溶液腐蚀掉硅片下表面上的氧化层和SOI晶片上的氧化层,此时的硅片即为硅衬底、SOI晶片剩余的硅层即为振动薄膜;

(6)、采用LPCVD工艺在振动薄膜上沉积一层二氧化硅层作为隔离层;

(7)、在隔离层的上表面溅射金属,并用剥离的方法形成上电极和焊盘;

(8)、围绕隔离层的四周边缘处及内部刻蚀出隔离槽,形成阵元阵列,并用TMAH溶液腐蚀出隔离槽,隔离槽贯穿隔离层和振动薄膜后,其槽底开设于氧化层上;

(9)、通过金属引线连接各上电极及焊盘;

(10)、在硅片的背面注入磷,与硅片形成良好的欧姆接触,并溅射金属形成下电极。

医用微电容超声换能器面阵探头及其制备方法

技术领域

[0001] 本发明涉及MEMS传感器领域,具体是微加工电容超声换能器,特别是一种用于医学成像的微加工电容超声换能器面阵及其制备方法。

背景技术

[0002] 随着微机电系统(Micro electromechanical system, MEMS)和微纳米技术的快速发展, MEMS超声传感器(micro-electromechanical systems ultrasonic transducer, 简称MUT)的应用也越来越广泛,它是一种采用了微机械加工技术制作的新型传感器,相比较于传统的超声传感器, MEMS超声传感器具有低成本、低功耗、宽频带、高灵敏度、方便与后续电路集成以及易携带等优势,具有广阔的应用前景。MUT主要包括压电超声传感器(Piezoelectric MUT)、压阻式超声传感器(Piezoresistive MUT)以及电容式超声传感器(Capacitive MUT)等。其中,压阻式超声传感器制作工艺与CMOS兼容性比较好,且后续电路简单,并可集成到同一芯片上,但是由于其工作频率不高,在高频领域应用较少。压电式超声传感器在超声领域中应用较为广泛,但是由于普通的压电材料与空气之间的不耦合现象非常严重,所以压电超声传感器的效率并不高。而电容式超声传感器(CMUT)由于采用了表面微加工工艺,因此不存在压电传感器的那些缺点,并且电容式传感器具有结构简单、分辨率高、工作可靠、动态响应快、可非接触测量、并能在高温、辐射和强烈震动等恶劣条件下工作等优点已在工农业生产的各个领域得到广泛应用。

发明内容

[0003] 本发明的目的是为了解决上述现有技术中存在的问题,而提供了一种医用微电容超声换能器面阵探头及其制备方法。

[0004] 本发明是通过如下技术方案实现的:

一种医用微电容超声换能器面阵探头,包括硅衬底,所述硅衬底的上表面为氧化层,所述氧化层的上表面开设有若干空腔,所述氧化层的上表面键合振动薄膜,所述振动薄膜的上表面设隔离层,围绕隔离层的四周边缘处及其内部开设有下沉的隔离槽,所述隔离槽贯穿隔离层和振动薄膜后,其槽底开设于氧化层上;所述隔离层的上表面上正对每个空腔的中心位置处设有上电极。

[0005] 所述氧化层上的若干空腔位于同一隔离区域内后形成一个阵元;所述隔离层的上表面位于一个阵元内的边缘处位置设有一个焊盘,一个阵元内每排的两个相邻上电极之间以及每列的两个相邻上电极之间通过金属引线连接,所述焊盘与离其最近的一个上电极之间通过金属引线连接。

[0006] 所述硅衬底背面注入磷,并进行金属溅射形成下电极。

[0007] 多个阵元成排、列对齐布置,形成CMUT面阵,该面阵排列为M*N,构成医用微电容超声换能器面阵探头。

[0008] 工作时,在该面阵探头的上下电极上施加直流电压,两极板之间将产生静电力,在

静电力的作用下振动薄膜被拉向衬底,此时在上下电极上施加与振动薄膜工作频率相同的交变电压,这样会使薄膜不断振动,实现发射超声波的功能。当施加有一定直流偏置电压的振动薄膜上作用有外界声压时,真空腔体距离改变,电容变化,外部电路可将电容变化引起的电流转换为可测的电压信号,实现了超声波的接收。

[0009] 上述医用微电容超声换能器面阵探头的制备方法,包括如下步骤:

- (1)、选择硅片和SOI晶片,并进行标准RCA清洗;
- (2)、对硅片进行氧化处理,使其上下表面都形成氧化层;
- (3)、在硅片上表面的氧化层上进行光刻,刻蚀出若干空腔;
- (4)、对硅片进行标准RCA清洗并进行激活,激活后使硅片上表面的氧化层与SOI晶片进行低温键合;
- (5)、键合后用TMAH溶液对SOI晶片的衬底硅进行腐蚀,清洗后再用BOE溶液腐蚀掉硅片下表面上的氧化层和SOI晶片上的氧化层,此时的硅片即为硅衬底、SOI晶片剩余的硅层即为振动薄膜;
- (6)、采用LPCVD工艺在振动薄膜上沉积一层二氧化硅层作为隔离层;
- (7)、在隔离层的上表面溅射金属,并用剥离的方法形成上电极和焊盘;
- (8)、围绕隔离层的四周边缘处及内部刻蚀出隔离槽,形成阵元阵列,并用TMAH溶液腐蚀出隔离槽,隔离槽贯穿隔离层和振动薄膜后,其槽底开设于氧化层上;
- (9)、通过金属引线连接各上电极及焊盘;
- (10)、在硅片的背面注入磷,与硅片形成良好的欧姆接触,并溅射金属形成下电极。

[0010] 本发明设计合理,该医用微电容超声换能器面阵探头具有结构新颖、重量轻、体积小,具有可控性高、灵敏度大、杂散电容小等优点,具有很好的市场推广应用价值。

附图说明

- [0011] 图1表示本发明换能器面阵的结构示意图。
- [0012] 图2-1表示本发明A部分换能器阵元(正六边形)的结构示意图。
- [0013] 图2-2表示本发明A部分换能器阵元(圆形)的结构示意图。
- [0014] 图3表示图1中B部分(也为一个单元cell)的剖视图。
- [0015] 图4表示本发明换能器制备方法中步骤2)的示意图。
- [0016] 图5表示本发明换能器制备方法中步骤3)的示意图。
- [0017] 图6表示本发明换能器制备方法中步骤4)的示意图。
- [0018] 图7表示本发明换能器制备方法中步骤5)的示意图。
- [0019] 图8表示本发明换能器制备方法中步骤6)的示意图。
- [0020] 图9表示本发明换能器制备方法中步骤7)的示意图。
- [0021] 图10表示本发明换能器制备方法中步骤8)的示意图。
- [0022] 图中:1-硅衬底,2-氧化层,3-空腔,4-振动薄膜,5-隔离层,6-隔离槽,7-上电极,8-焊盘,9-金属引线。

具体实施方式

[0023] 下面结合附图对本发明的具体实施例进行详细说明。

[0024] 一种医用微电容超声换能器面阵探头,如图1所示,由多个阵元A成排、列对齐布置,形成CMUT面阵探头,该面阵可排列为M*N,其中M可取值16~512,N可取值16~512。

[0025] 如图3所示,表示每个阵元中单个cell的剖视图,包括硅衬底1,硅衬底1的上表面为氧化层2,氧化层2的上表面开设有若干圆柱形或者正六边形空腔3,如图2-1,2-2所示,若干空腔3成排、列对齐布置或对角布置,氧化层2的上表面键合振动薄膜4,振动薄膜4的上表面设隔离层5,围绕隔离层5的四周边缘处及内部开设有下沉的隔离槽6(隔离槽用于隔开各阵元),隔离槽6贯穿隔离层5和振动薄膜4后,其槽底开设于氧化层2上。隔离层5的上表面上正对每个空腔3中心的位置处设有上电极7(形成图形化上电极),氧化层2上的若干空腔3位于同一隔离区域内后形成一个阵元;隔离层5的上表面位于一个阵元内的边缘处位置设置有一个焊盘8,一个阵元内每排的两个相邻上电极7之间以及每列的两个相邻上电极7之间通过金属引线9连接,焊盘8与离其最近的一个上电极7之间通过金属引线9连接,形成一个阵元。

[0026] 上述医用微电容超声换能器面阵探头的制备方法,包括如下步骤:

1)、选择6寸硅片和6寸SOI晶片,并进行标准RCA清洗,去除各种有机物、金尘埃和自然氧化层等,电阻率为 $0.01\sim 0.08\ \Omega\cdot\text{cm}$;

2)、对硅片进行氧化处理,使其上下表面都形成氧化层,如图4所示;

3)、在硅片上表面的氧化层上进行光刻,刻蚀出若干圆柱形空腔,如图5所示;

4)、对硅片进行标准RCA清洗并进行激活,激活后使硅片上表面的氧化层与SOI晶片进行低温键合,如图6所示;

5)、键合后用TMAH溶液对SOI晶片的衬底硅进行腐蚀,清洗后再用BOE溶液腐蚀掉硅片下表面上的氧化层和SOI晶片上的氧化层,此时的硅片即为硅衬底、SOI晶片剩余的硅层即为振动薄膜,如图7所示;

6)、采用LPCVD工艺在振动薄膜上沉积一层的二氧化硅层作为隔离层,如图8所示;

7)在隔离层的上表面溅射金属,并用剥离的方法形成上电极和焊盘,如图9所示;

8)、围绕隔离层的四周边缘处及内部刻蚀出形成隔离槽的部分(形成阵元阵列),并用TMAH溶液腐蚀出隔离槽,隔离槽贯穿隔离层和振动薄膜后,其槽底开设于氧化层上,如图10所示;

9)、通过金属引线连接一个阵元内的各上电极及焊盘;

10)、在硅片的背面注入磷,与硅片形成良好的欧姆接触,并溅射金属形成一体化下电极(图中未画出)。

[0027] 本发明利用CMUT探头微型化和阵列集成制造的优势,解决了微型压电换能器阵列制作成本高和提高成像效果存在技术瓶颈的问题。本设计出小真空腔体和薄振动硅膜的微电容结构,是制作CMUT器件和二维阵列的关键。微小振动单元采用六边形薄膜或圆形薄膜,排列更加紧密,在有限的面积下重复单元增多,提高了传感器灵敏度。

[0028] 能够通过CMUT二维阵列与其信号放大电路的互连方法和工艺,降低寄生电阻和寄生电容的互连工艺,实现了换能器阵列与电路的互连,实现换能器了芯片功能、提高了可靠性和实现了高信噪比微弱信号检测。

[0029] 最后所应说明的是,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制,尽管参照本发明实施例进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,对本发明的技术方案

进行修改或者等同替换,都不脱离本发明的技术方案的精神和范围,其均应涵盖权利要求保护范围中。

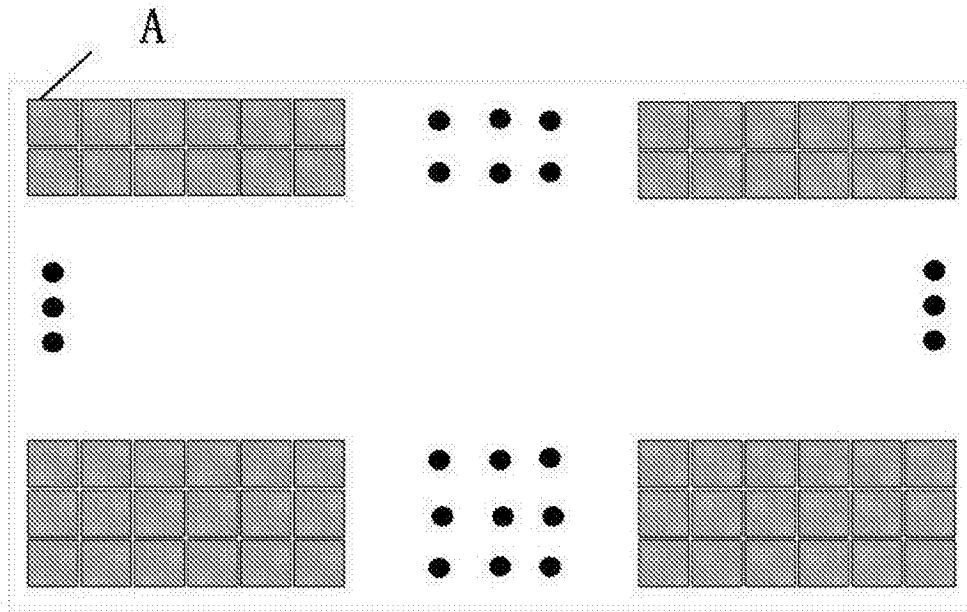


图1

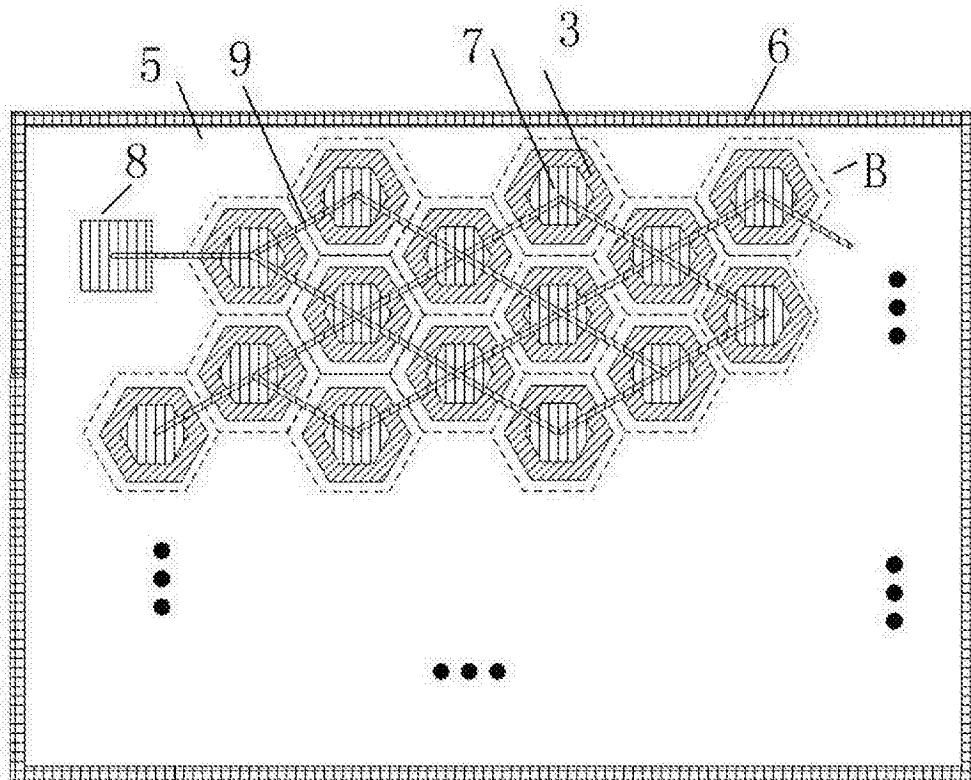


图2-1

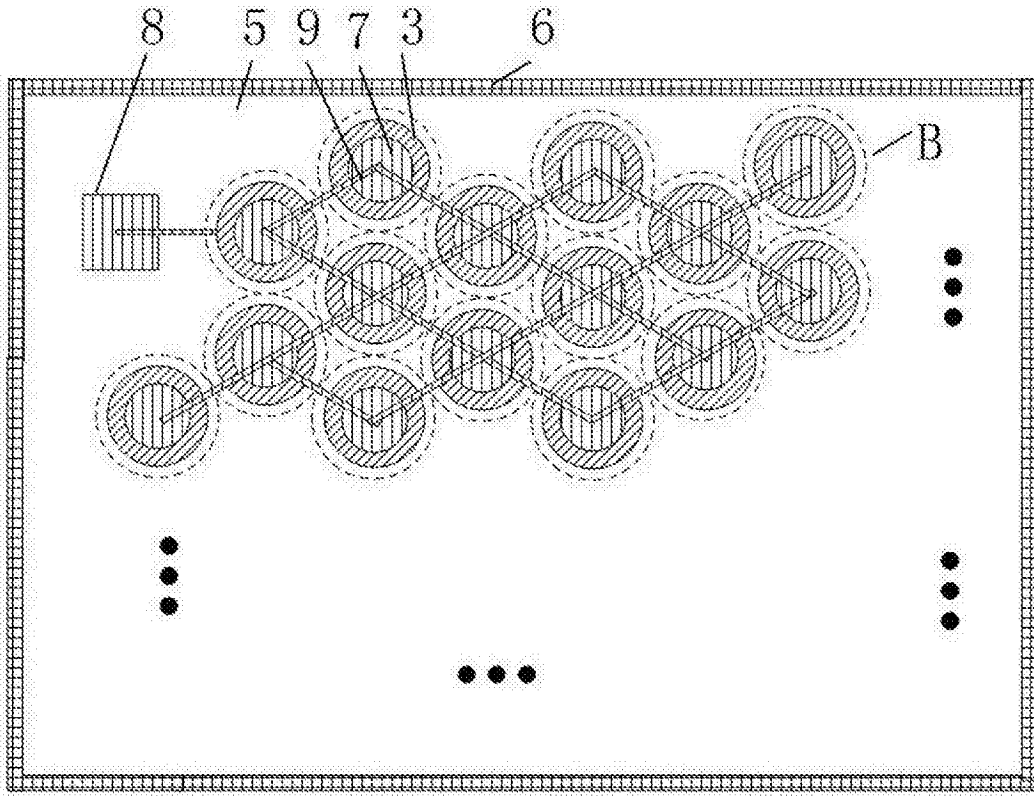


图2-2

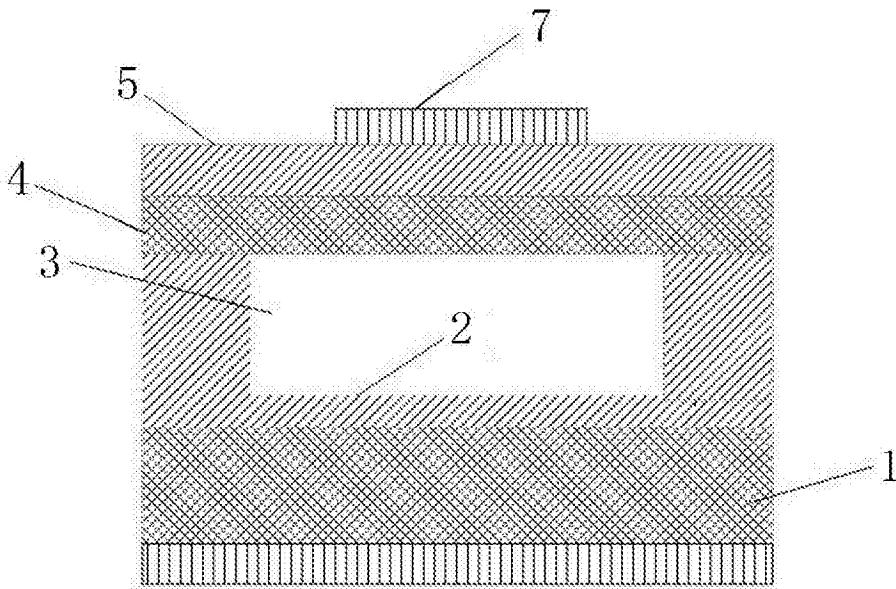


图3

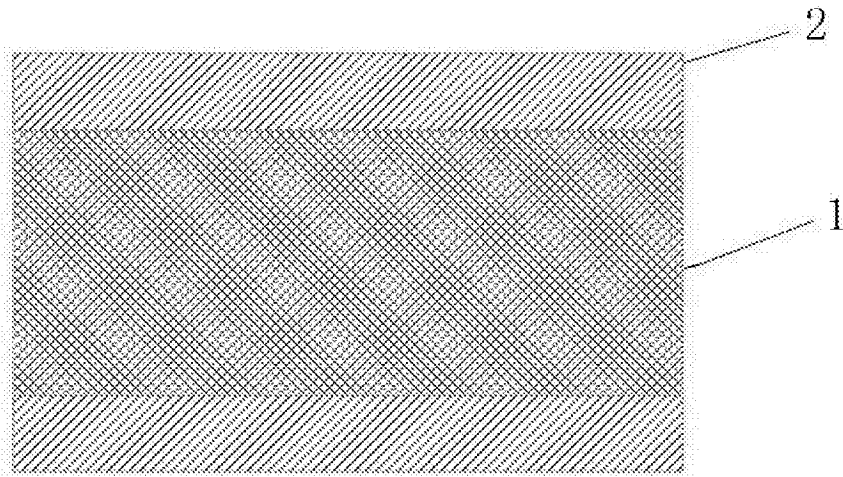


图4

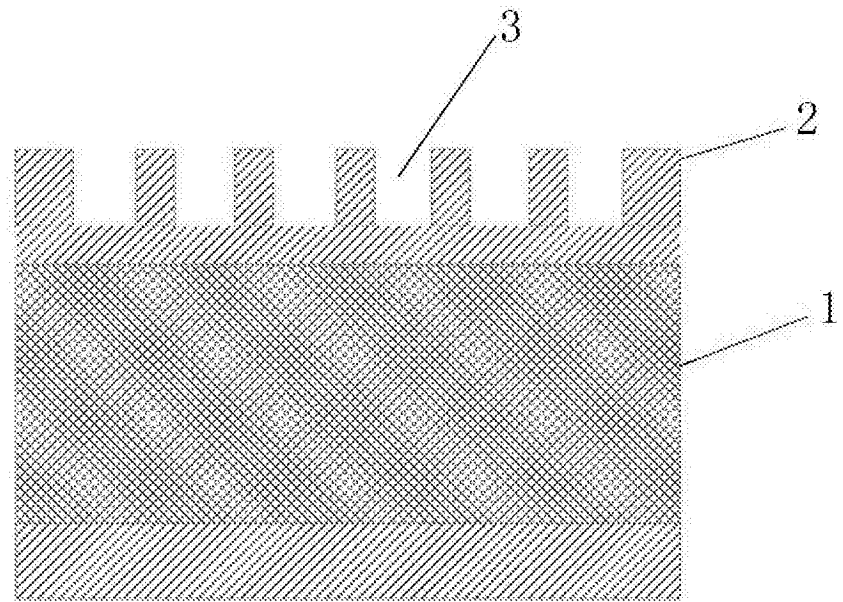


图5

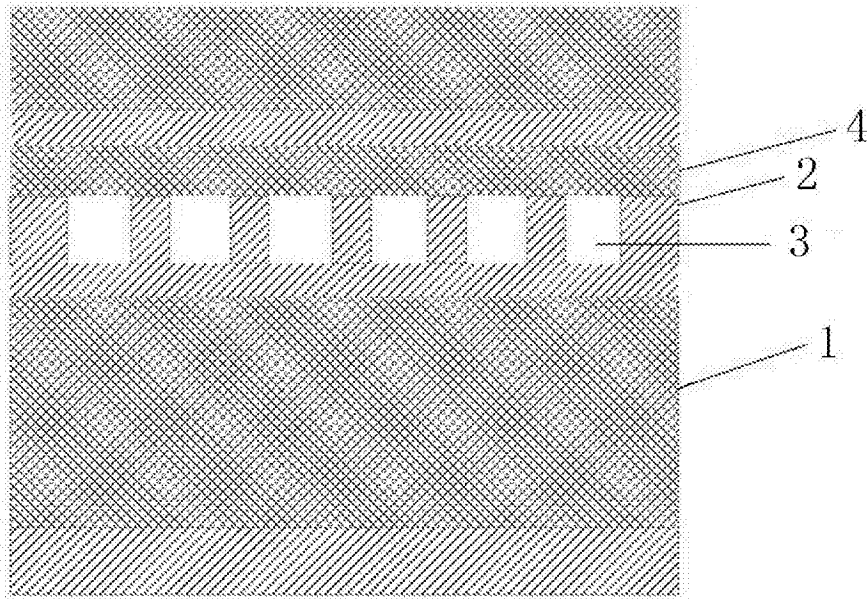


图6

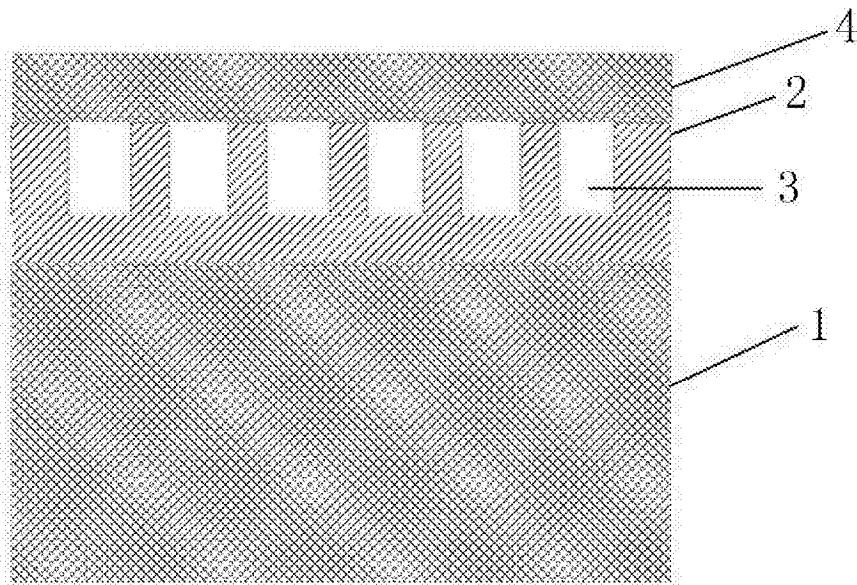


图7

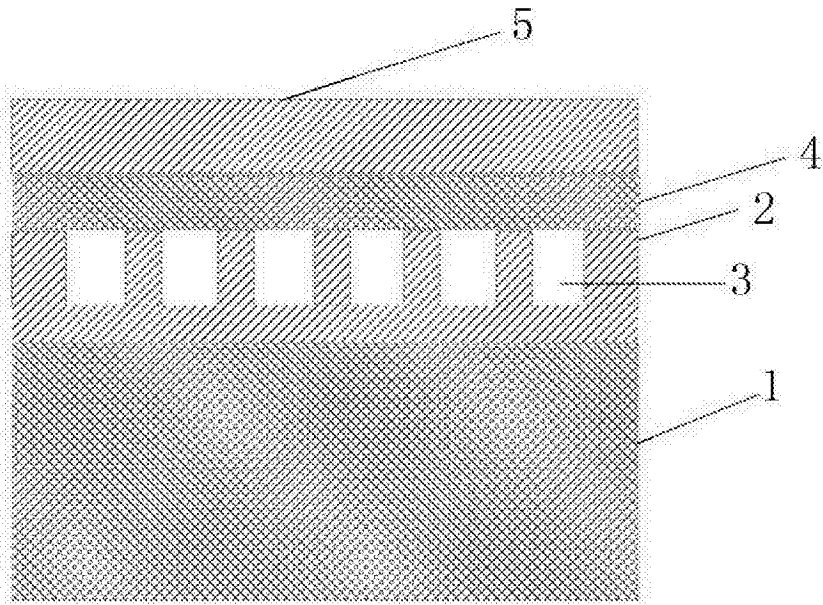


图8

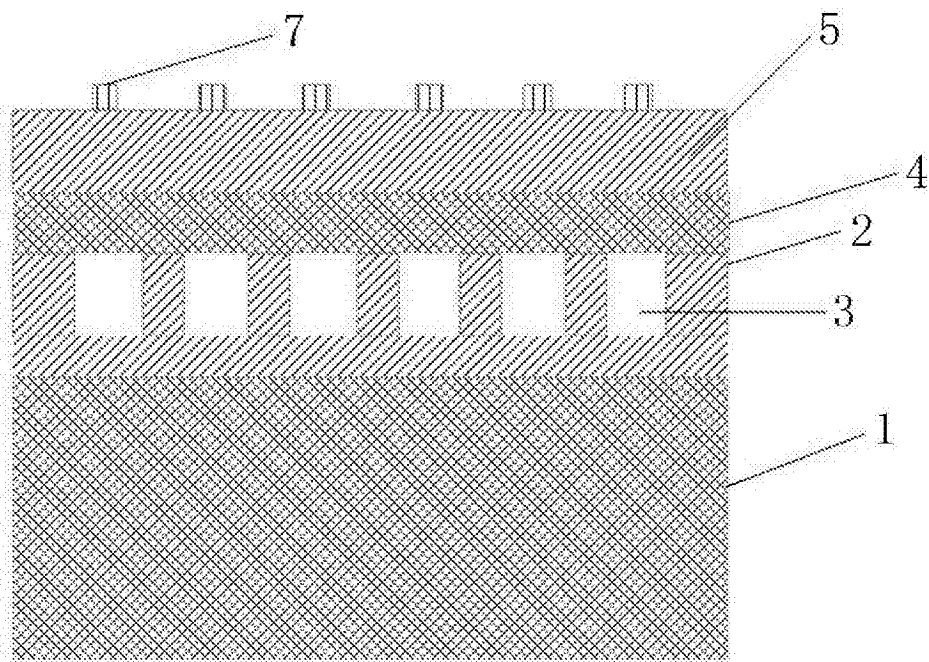


图9

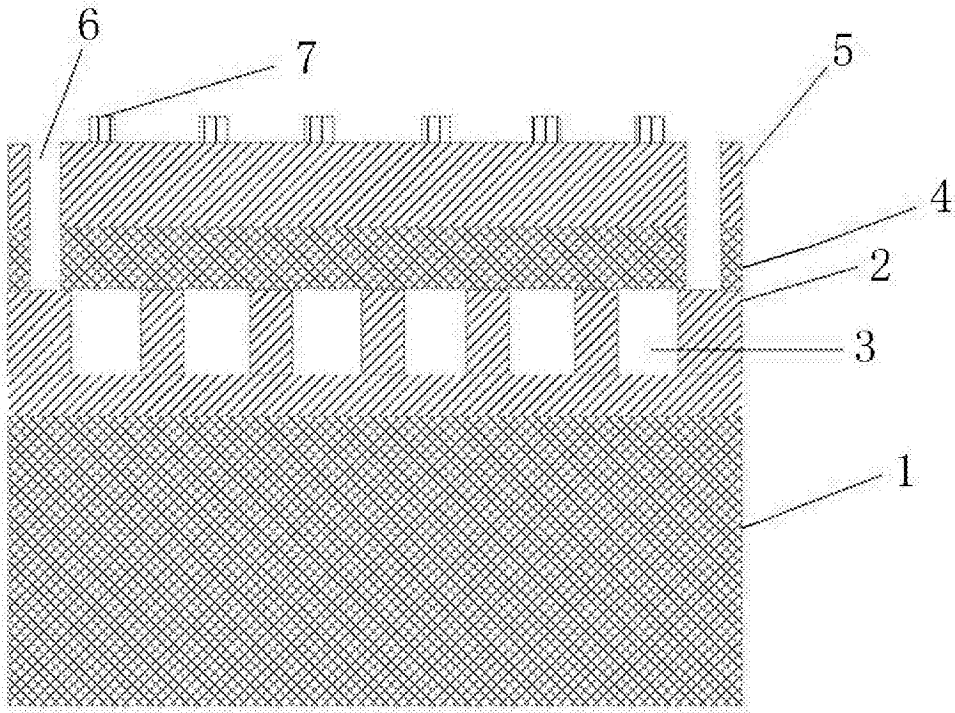


图10