



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107957273 A

(43)申请公布日 2018.04.24

(21)申请号 201810042044.9

(22)申请日 2018.01.16

(71)申请人 北京先通康桥医药科技有限公司
地址 101318 北京市顺义区临空经济核心区融慧园24号楼24-2

(72)发明人 宋军华 王洪超 王晓琴 陈金薄云峰

(74)专利代理机构 北京中知法苑知识产权代理有限公司(普通合伙) 11226
代理人 常玉明 张兰海

(51)Int.Cl.
G01D 5/12(2006.01)
G01D 5/48(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)

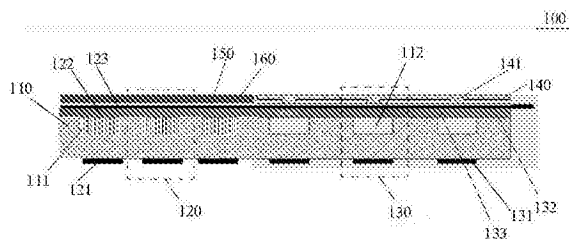
权利要求书1页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

具有触压和超声功能的传感器

(57)摘要

本发明公开了一种具有触压和超声功能的传感器,包括衬底以及形成在衬底上的超声检测单元和触压检测单元;超声检测单元包括形成在衬底的下表面的第一超声检测电极层以及依次形成在衬底的上表面的第一弹性膜和第二超声检测电极层;触压检测单元包括形成在衬底的下表面的第一触压检测电极层以及依次形成在衬底的上表面的第二弹性膜和第二触压检测电极层;还包括接触层,接触层与触压检测单元相对应,且形成在第二触压检测电极层背离衬底的一侧,接触层包括接触凸起,接触凸起朝向第二触压检测电极层。当有外力作用在该传感器上时,接触凸起可以更好的将外力传递至第二弹性膜,从而可以使得第二弹性膜产生更大的变形,进而提升传感器的灵敏度。



1. 一种具有触压和超声功能的传感器,其特征在于,所述传感器包括衬底以及形成在所述衬底上的超声检测单元和触压检测单元;

所述超声检测单元包括形成在所述衬底的下表面的第一超声检测电极层以及依次形成在所述衬底的上表面的第一弹性膜和第二超声检测电极层;

所述触压检测单元包括形成在所述衬底的下表面的第一触压检测电极层以及依次形成在所述衬底的上表面的第二弹性膜和第二触压检测电极层;

所述传感器还包括接触层,所述接触层与所述触压检测单元相对应,且形成在所述第二触压检测电极层背离所述衬底的一侧,所述接触层包括接触凸起,所述接触凸起朝向所述第二触压检测电极层。

2. 根据权利要求1所述的传感器,其特征在于,所述衬底的上表面还形成有与所述超声检测单元相对应的第一空腔以及与所述触压检测单元相对应的第二空腔;

所述第一弹性膜覆盖在所述第一空腔上,所述第二弹性膜覆盖在所述第二空腔上;

所述接触凸起与所述第二空腔相对应,所述接触凸起能够沿所述第二弹性膜的形变方向移动,以使得所述第二弹性膜凹向所述第二空腔内侧或从所述第二空腔内侧移出。

3. 根据权利要求2所述的传感器,其特征在于,所述第二弹性膜上还设置有贯穿其厚度的多个第一通孔,所述第一通孔在所述第二空腔内的正投影的至少部分落在所述第二空腔内。

4. 根据权利要求3所述的传感器,其特征在于,所述第二触压检测电极层上设置有贯穿其厚度的多个第二通孔,每个所述第二通孔对应一个所述第一通孔。

5. 根据权利要求4所述的传感器,其特征在于,所述第一通孔的横截面呈圆形、椭圆形和矩形中的任意一者;和/或,

所述第二通孔的横截面呈圆形、椭圆形和矩形中的任意一者。

6. 根据权利要求1至5中任意一项所述的传感器,其特征在于,所述传感器包括多个所述触压检测单元,所述多个触压检测单元呈阵列排布;和/或,

所述传感器包括多个所述超声检测单元,且多个所述超声检测单元呈阵列排布。

7. 根据权利要求1至5中任意一项所述的传感器,其特征在于,所述第一弹性膜和所述第二弹性膜一体形成,所述第二超声检测电极层和所述第二触压检测电极层一体形成。

8. 根据权利要求7所述的传感器,其特征在于,所述传感器还包括绝缘层和聚焦层;

所述绝缘层位于所述第二超声检测电极层和所述第二触压检测电极层的背离所述衬底的一侧;

所述聚焦层与所述超声检测单元相对应,且所述聚焦层形成在所述绝缘层的背离所述衬底的一侧。

9. 根据权利要求1至5中任意一项所述的传感器,其特征在于,所述接触凸起呈圆柱结构。

10. 根据权利要求9所述的传感器,其特征在于,所述接触凸起的高度为 $80\sim 120\mu\text{m}$,所述接触凸起的直径为 $80\sim 120\mu\text{m}$ 。

11. 根据权利要求1至5中任意一项所述的传感器,其特征在于,所述接触层的制作材料包括硅胶,所述第一弹性膜和/或所述第二弹性膜为硅、氮化硅和氧化硅的复合膜。

具有触压和超声功能的传感器

技术领域

[0001] 本发明涉及传感器技术领域,具体涉及一种具有触压和超声功能的传感器。

背景技术

[0002] 人类对体表和可触及的组织进行检查的最常用方法是触诊。利用压力传感器阵列模拟排布于人类皮肤内的触觉小体进行仿生触诊,即可实现对待检组织的异常进行甄别检测的过程。

[0003] 压力传感器的长期可靠性、温湿度稳定性、重复性、零点漂移等静态特性,传感器厚度及其力敏材料的力学性能,都是影响压力传感器性能的重要因素。要探测弹性压力分布就需要相同的单个压力传感器构成的阵列来完成,而每个压力传感器的均质性和传感器间距的均一性、阵列的层合结构预紧等因素都会影响压力传感器阵列的应用效果。针对待检物的外形和弹性模量的不同,还需要对压力传感器阵列进行柔性处理,而要实现压力传感器阵列的柔性化,每个压力传感器的均质性、传感器间距的均一性、阵列的层合结构预紧等因素在传统柔性压力传感器阵列上体现的问题很多。

[0004] 基于微机电系统(MEMS, Micro-Electro-Mechanical System)工艺,有人提出了cMUT(Capacitive micro-machined ultrasound transducer/电容式微加工超声传感器)。利用微加工工艺制备出微薄膜,利用微薄膜的振动和挠曲实现了超声波的发射和接收。与传统超声探头相比,CMUT在结构上省却了必须的匹配层和背衬、更加适合阵列化;在功能上提高了频带宽度、频率控制更灵活、灵敏度更高、发射的功率更高。

[0005] 但实际临床工作中,对于可触及组织的病变,进行触诊是最便捷而有效的方法。利用超声对可触及组织病变,尤其是实体肿瘤,进行检测会发生敏感度不佳,局部超声产热的问题。对可触组织的病变进行诊断,较为理想的方法是先进行触诊检查,待扪及肿块并需要进一步了解其囊、实性质或在组织内的深度等信息时,再综合超声进行检测,会得到更多的诊断信息。一旦确定组织内肿块的硬度、大小、外形、深度等信息,再及时进行聚焦超声治疗,会更高效地解决诊治效果。

[0006] 因此,如何设计一种更加灵敏地传感器成为本领域亟待解决的技术问题。

发明内容

[0007] 本发明旨在至少解决现有技术中存在的技术问题之一,提出了一种具有触压和超声功能的传感器。

[0008] 为了实现上述目的,本发明提供了一种具有触压和超声功能的传感器,所述传感器包括衬底以及形成在所述衬底上的超声检测单元和触压检测单元;

[0009] 所述超声检测单元包括形成在所述衬底的下表面的第一超声检测电极层以及依次形成在所述衬底的上表面的第一弹性膜和第二超声检测电极层;

[0010] 所述触压检测单元包括形成在所述衬底的下表面的第一触压检测电极层以及依次形成在所述衬底的上表面的第二弹性膜和第二触压检测电极层;

[0011] 所述传感器还包括接触层,所述接触层与所述触压检测单元相对应,且形成在所述第二触压检测电极层背离所述衬底的一侧,所述接触层包括接触凸起,所述接触凸起朝向所述第二触压检测电极层。

[0012] 优选地,所述衬底的上表面还形成有与所述超声检测单元相对应的第一空腔以及与所述触压检测单元相对应的第二空腔;

[0013] 所述第一弹性膜覆盖在所述第一空腔上,所述第二弹性膜覆盖在所述第二空腔上;

[0014] 所述接触凸起与所述第二空腔相对应,所述接触凸起能够沿所述第二弹性膜的形变方向移动,以使得所述第二弹性膜凹向所述第二空腔内侧或从所述第二空腔内侧移出。

[0015] 优选地,所述第二弹性膜上还设置有贯穿其厚度的多个第一通孔,所述第一通孔在所述第二空腔内的正投影的至少部分落在所述第二空腔内。

[0016] 优选地,所述第二触压检测电极层上设置有贯穿其厚度的多个第二通孔,每个所述第二通孔对应一个所述第一通孔。

[0017] 优选地,所述第一通孔的横截面呈圆形、椭圆形和矩形中的任意一者;和/或,

[0018] 所述第二通孔的横截面呈圆形、椭圆形和矩形中的任意一者。

[0019] 优选地,所述传感器包括多个所述触压检测单元,所述多个触压检测单元呈阵列排布;和/或,

[0020] 所述传感器包括多个所述超声检测单元,且多个所述超声检测单元呈阵列排布。

[0021] 优选地,所述第一弹性膜和所述第二弹性膜一体形成,所述第二超声检测电极层和所述第二触压检测电极层一体形成。

[0022] 优选地,所述传感器还包括绝缘层和聚焦层;

[0023] 所述绝缘层位于所述第二超声检测电极层和所述第二触压检测电极层的背离所述衬底的一侧;

[0024] 所述聚焦层与所述超声检测单元相对应,且所述聚焦层形成在所述绝缘层的背离所述衬底的一侧。

[0025] 优选地,所述接触凸起呈圆柱结构。

[0026] 优选地,所述接触凸起的高度为80~120 μm ,所述接触凸起的直径为80~120 μm 。

[0027] 优选地,所述接触层的制作材料包括硅胶,所述第一弹性膜和/或所述第二弹性膜为硅、氮化硅和氧化硅的复合膜。

[0028] 本发明的具有触压和超声功能的传感器,可以对超声检测单元和所述触压检测单元中的两个电极层实现分别控制,这样,可以使得传感器根据实际需要,呈现出超声功能或触压检测功能。因此,该结构的传感器,可以用于检测和治疗可触及组织的异常,通过触压检测单元可以确定异常组织的内肿瘤的硬度、大小、外形等,之后通过超声检测单元,判断肿瘤在组织内的深度、肿瘤的囊性或实体性质、肿瘤的整体形状等问题。另外,该传感器还包括与触压检测单元所对应的接触层,且该接触层包括接触凸起,所述接触凸起朝向所述第二触压检测电极层。因此,当有外力作用在该传感器上时,接触凸起可以更好的将外力传递至第二弹性膜,从而可以使得第二弹性膜产生更大的变形,进而提升传感器的灵敏度。同时,该结构的传感器,并没有增加产品制作的复杂度和难度,具有良好的可实施性。

附图说明

[0029] 附图是用来提供对本发明的进一步理解,并且构成说明书的一部分,与下面的具体实施方式一起用于解释本发明,但并不构成对本发明的限制。在附图中:

[0030] 图1为本发明第一实施例中传感器的结构示意图;

[0031] 图2为本发明第二实施例中传感器的局部示意图;

[0032] 图3为本发明第三实施例中传感器的局部剖视图;

[0033] 图4为本发明第三实施例中力敏度测试装置的结构示意图;

[0034] 图5为本发明第四实施例中传感器触压检测单元中的电容变化量与施加压力的关系曲线图;

[0035] 图6为本发明传感器的制备方法流程图。

[0036] 附图标记说明

[0037] 100:传感器;

[0038] 110:衬底;

[0039] 111:第一空腔;

[0040] 112:第二空腔;

[0041] 120:超声检测单元;

[0042] 121:第一超声检测电极层;

[0043] 122:第一弹性膜;

[0044] 123:第二超声检测电极层;

[0045] 130:触压检测单元;

[0046] 131:第一触压检测电极;

[0047] 132:第二弹性膜;

[0048] 133:第二触压检测电极;

[0049] 140:接触层;

[0050] 141:接触凸起;

[0051] 150:绝缘层;

[0052] 160:聚焦层;

[0053] 200:人体皮肤;

[0054] 300:力敏度测试装置;

[0055] 310:压力调节旋钮;

[0056] 320:压力测试工作台;

[0057] 330:施压球;

[0058] 340:本地终端。

具体实施方式

[0059] 以下结合附图对本发明的具体实施方式进行详细说明。应当理解的是,此处所描述的具体实施方式仅用于说明和解释本发明,并不用于限制本发明。

[0060] 实施例1

[0061] 参考图1,本发明涉及一种具有触压和超声功能的传感器100,所述传感器100包括衬底110以及形成在所述衬底110上的超声检测单元120和触压检测单元130。

[0062] 上述超声检测单元120包括形成在所述衬底110的下表面的第一超声检测电极层121以及依次形成在所述衬底110的上表面的第一弹性膜122和第二超声检测电极层123。

[0063] 上述触压检测单元130包括形成在所述衬底110的下表面的第一触压检测电极层131以及依次形成在所述衬底110的上表面的第二弹性膜132和第二触压检测电极层133。

[0064] 其中,上述传感器100还包括接触层140,所述接触层140与所述触压检测单元130相对应,且形成在所述第二触压检测电极层133背离所述衬底110的一侧,所述接触层140包括接触凸起141,所述接触凸起141朝向所述第二触压检测电极层133。

[0065] 在实际应用该结构的传感器100时,可以对超声检测单元120和所述触压检测单元130中的两个电极层实现分别控制,这样,可以使得传感器100根据实际需要,呈现出超声功能或触压检测功能。因此,该结构的传感器100,可以用于检测和治理可触及组织的异常,通过触压检测单元130可以确定异常组织的内肿瘤的硬度、大小、外形等,之后通过超声检测单元120,判断肿瘤在组织内的深度、肿瘤的囊性或实体性质、肿瘤的整体形状等问题。

[0066] 具体地,在对人体的异常组织进行触压检测时,人体组织作用于触压检测单元130所在的区域,也就是说,人体组织作用于第二触压检测电极133的上方(应当理解的是,第二触压检测电极133应当与人体组织之间相互绝缘)。这样,当第二弹性膜132在受到外界压力作用下时,会产生形变,从而可以影响由第一触压检测电极131、第二弹性膜132和第二触压检测电极133所形成的电容板结构的电容的大小。因此,可以通过电容该变量,确定异常组织的病变情况,例如,内肿瘤的硬度、大小、外形等。

[0067] 具体地,在对人体的异常组织进行超声检测时,人体组织作用于超声检测单元120所在的区域,也就是说,人体组织作用于第二超声检测电极123的上方(应当理解的是,第二超声检测电极123应当与人体组织之间相互绝缘)。该超声检测单元120用于发射且接收超声信号,根据超声信号的变化,确定异常组织的病变情况,例如,肿瘤在组织内的深度、肿瘤的囊性或实体性质、肿瘤的整体形状等问题。

[0068] 另外,由于在本实施例结构的传感器100中,其还包括与触压检测单元130所对应的接触层140,且该接触层140包括接触凸起141,所述接触凸起141朝向所述第二触压检测电极层133。因此,当有外力作用在该传感器100上时,接触凸起141可以更好的将外力传递至第二弹性膜132,从而可以使得第二弹性膜132产生更大的变形,进而提升传感器100的灵敏度。同时,该结构的传感器100,并没有增加产品制作的复杂度和难度,具有良好的可实施性。

[0069] 需要说明的是,上述超声检测单元亦可采用成熟的压电超声检测单元替代。

[0070] 优选地,如图1所示,所述衬底110的上表面还形成有与所述超声检测单元120相对应的第一空腔111以及与所述触压检测单元130相对应的第二空腔112。

[0071] 其中,所述第一弹性膜122覆盖在所述第一空腔111上,所述第二弹性膜132覆盖在所述第二空腔112上。

[0072] 上述接触凸起141与所述第二空腔112相对应,所述接触凸起141能够沿所述第二弹性膜132的形变方向移动,以使得所述第二弹性膜132凹向所述第二空腔112内侧或从所述第二空腔112内侧移出。

[0073] 具体地,上述第二弹性膜132可以采用真空键合的方式与第二空腔112部分连接于一体。这样,当键合完毕时,第二空腔112处于真空状态,进而引起第二弹性膜132的向第二空腔112方向凹陷,导致传感器100的灵敏度降低,但是,由于本实施例结构的传感器100还设置有上述的接触凸起141,该接触凸起141与所述第二空腔112相对应,所述接触凸起141能够沿所述第二弹性膜132的形变方向移动,以使得所述第二弹性膜132凹向所述第二空腔112内侧或从所述第二空腔112内侧移出。因此,当有外力作用在该传感器100上时,接触凸起141可以更好的将外力传递至第二弹性膜132,从而可以使得第二弹性膜132产生更大的变形,进而提升传感器100的灵敏度。

[0074] 因此,相对于传统的压力传感器而言,由于传统的压力传感器受力区域包括衬底上的空腔部分和衬底上的非空腔部分,由于衬底一般为硅材料,因其结构特点导致弹性系数较大,在外加压力的作用下其变形小,即导致传感器发生一定的变形的的外力很大一部分将有衬底非空腔部分承担,大大降低了压力传感器的敏感度。但是,本实施例结构的传感器100,在第二空腔112对应的区域设置有第二弹性膜132,因此,如果外力全部作用在该第二弹性膜132上方,同样外力作用下该第二弹性膜132的变形更大,因此引起的电容变化量也越大,进而可以提高传感器的灵敏度。

[0075] 优选地,如图3所示,所述第二弹性膜132上还设置有贯穿其厚度的多个第一通孔132a,所述第一通孔132a在所述第二空腔112内的正投影的至少部分落在所述第二空腔112内。也就是说,第一通孔132a的至少部分与所述第二空腔112相互连通。

[0076] 本实施例结构的传感器100,在第二弹性膜132上设置有多个贯穿其厚度的多个第一通孔132a,这样,可以在不减少传感器100的电容的面积的情况下,使得第二弹性膜132的刚度减小,从而可以进一步使得传感器100的灵敏度增加。

[0077] 形成上述多个第一通孔132a的制作工艺可以是在第二触压检测电极层133沉积前,采用蚀刻的工艺在第二弹性膜132上形成所示通孔132a。在第三背衬上沉积第二触压检测电极层133,然后采用电极转移的方式将完整的第二触压检测电极层133在第二弹性膜132上形成。

[0078] 优选地,如图3所示,所述第二触压检测电极层133上设置有贯穿其厚度的多个第二通孔133a,每个所述第二通孔133a对应一个所述第一通孔132a。也就是说,每个第一通孔132a均对应一个第二通孔133a。

[0079] 由于第一通孔132a在所述第二空腔112内的正投影的至少部分落在所述第二空腔112内。因此,第一通孔132a、第二通孔133a均与所述第二空腔112相互连通。

[0080] 本实施例结构的传感器100,通过第一通孔132a和第二通孔133a,可以使得第二空腔112与外界联通,消除因键合工艺带来的真空环境,使得第二弹性膜132自然状态下更好的平展开来。另外,所设置的第一通孔132a和第二通孔133a可以使得第二弹性膜132在一定的的外力下更好的向第二空腔112侧移动,进而使电容的极距变化更大。其次,第一通孔132a和第二通孔133a均在第二空腔112的周边,这样,在外力的作用下,可以使得周边的移动小于中心区域,而且第一通孔132a和第二通孔133a所占据的电极面积较小,因此,这种结构的传感器100,使得其灵敏性进一步提高。最后,因为存在所述第一通孔132a和第二通孔133a,第二触压检测电极层133几乎可以整体向第二空腔112侧移动,这样的结果是,传感器100会有更好的线性度,检测结果更加准确。

[0081] 优选地,为了提高传感器100的灵敏度,所述第一通孔132a的横截面可以呈圆形、椭圆形和矩形中的任意一者。当然,该第一通孔132a还可以是其他形状的孔结构。相应地,所述第二通孔133a的横截面也可以呈圆形、椭圆形和矩形中的任意一者,当然,该第二通孔133a还可以是其他形状的孔结构。

[0082] 优选地,为了提高传感器100的灵敏度,上述多个第一通孔132a可以在第二弹性膜132上均匀分布,多个第二通孔133a可以在第二触压检测电极层133上均匀分布。

[0083] 在形成上述结构的第一通孔132a和第二通孔133a时,可以在形成第二触压检测电极层133后,采用蚀刻的工艺依次在第二触压检测电极层133和第二弹性膜132上形成贯穿第二触压检测电极层133和第二弹性膜132的通孔,也即第一通孔132a和第二通孔133a。或者,在第二触压检测电极层133沉积前,采用蚀刻的工艺在第二弹性膜132上形成第一通孔132a,然后进行第二触压检测电极层133的沉积,自然形成第二触压检测电极层133的第二通孔133a。

[0084] 优选地,如图1所示,所述传感器100包括多个所述触压检测单元130,所述多个触压检测单元130呈阵列排布。

[0085] 优选地,如图1所示,所述传感器100包括多个所述超声检测单元120,且多个所述超声检测单元120呈阵列排布。

[0086] 本实施例结构的传感器100,设置有呈阵列排布的触压检测单元130以及阵列排布的超声检测单元120,能够进一步有效提升传感器100的灵敏度。

[0087] 优选地,如图1所示,所述第一弹性膜122和所述第二弹性膜132一体形成,例如为同种材料,所述第二超声检测电极层123和所述第二触压检测电极层133例如为同种材料一体形成。

[0088] 也就是说,如图1所示,第一弹性膜122和第二弹性膜132同层设置,且经过一次构图工艺形成。第二超声检测电极层123和所述第二触压检测电极层133同层设置,且经过一次构图工艺形成。这样,可以简化整个传感器100的制作工艺,使得传感器100的结构更加紧凑,降低传感器100的制作成本。

[0089] 优选地,如图1所示,所述传感器100还包括绝缘层150,所述绝缘层150位于所述第二超声检测电极层123和所述第二触压检测电极层133的背离所述衬底110的一侧。

[0090] 也就是说,如图1所示,绝缘层150呈一整层结构,该绝缘层150覆盖所述第二超声检测电极层123和所述第二触压检测电极层133,这样,可以使得传感器100与外界绝缘,从而可以提升该传感器100的应用体验。

[0091] 优选地,如图1所示,为了提高超声检测单元120的检测异常组织的准确性,所述传感器100还包括聚焦层160,所述聚焦层160与所述超声检测单元120相对应,且所述聚焦层160形成在所述绝缘层150的背离所述衬底110的一侧。

[0092] 优选地,如图1所示,为了提高传感器100的灵敏度,所述接触凸起141呈圆柱结构。

[0093] 优选地,如图1所示,为了提高传感器100的灵敏度,所述接触凸起141的高度为80~120 μm ,所述接触凸起141的直径为80~120 μm 。

[0094] 优选地,为了提高传感器100的灵敏度,所述接触层140的制作材料包括硅胶,所述第一弹性膜122和/或所述第二弹性膜132为硅、氮化硅和氧化硅的复合膜。

[0095] 另外,本实施例中,所述第二弹性膜132为硅、氮化硅和氧化硅的复合膜,能够保证未施加压力时第二弹性膜132的平展性,可以纠正其因键和引起的真空导致的第二弹性膜132向第二空腔112方向挠曲,从而可以使得阵列内触压检测单元130的受力区域更完整的暴露。

[0096] 当然,为了进一步简化传感器100的结构,如图2所示,可以采用沉积蚀刻工艺形成图形化接触凸起141。其上可选择不覆盖任何材料而直接与人体皮肤200接触,使得触压力更大程度的通过接触凸起141结构传递至第二弹性膜132上,进而产生更大程度的变形而提高传感器100的敏感性。

[0097] 为了试验本发明的传感器100对压力敏感性的测试,如图4所示,其为力敏度测试装置的结构示意图。该力敏度测试装置300包括压力测试工作台320、安装在压力测试工作台320上的压力调节旋钮310、用于向传感器100施压的施压球330以及采集电容变化量的本地终端340。

[0098] 在使用时,可以将传感器100放置在压力测试工作台320上,且与施压球330相对设置,通过操作压力调节旋钮310调节施压球330施加给传感器100的压力,并通过本地终端340(个人PC)检测电容变化量。

[0099] 其中,所施加的压力与电容变化量之间如下表1所示:

[0100]

施加压力/N	0.06	0.12	0.18	0.24	0.3
电容变化量/PF	0.205	0.403	0.709	1.001	1.428

[0101] 表1

[0102] 如图5所示,为所施加的压力与传感器的电容变化量的关系曲线图。由表1和图5可知,本发明的传感器100,由于设置有接触凸起141,因此,当有外力作用在该传感器100上时,接触凸起141可以更好的将外力传递至第二弹性膜132,从而可以使得第二弹性膜132产生更大的变形,进而提升传感器100的灵敏度,能够极大地提高检测准确度。

[0103] 实施例2

[0104] 参见图6,本发明还公开了实施例1所描述的传感器的制备方法,具体地,包括如下步骤:

[0105] 第一步,制备上极板。

[0106] 该上极板例如选择厚度为300 μm ,4寸S01双面抛光的第一硅片123制作上极板部分。

[0107] 通过反面涂胶、光刻、显影出图形,通过深硅刻蚀工艺,刻蚀穿透整个第一硅片,形成键合工艺时上极板键合的对准标记。

[0108] 第二步,制备下极板。

[0109] 制备下极板,该下极板择例如选择厚度为300 μm ,4寸双面抛光的第二硅片110。通以下步骤形成下极板:

[0110] 在第二硅基片的正反两面热氧形成约0.8 μm 的氧化层;

[0111] 在第二硅基片正面做图形,经过涂胶、光刻、显影和硅刻蚀工艺,形成第一空腔(超声检测单元部分)和第二空腔(触压检测单元)。腐蚀0.6 μm ,保留0.2 μm 做绝缘层。其中第一空腔直径为50-100 μm ,第二空腔直径为400-500 μm 。

- [0112] 第三步,上下极板键合。
- [0113] 利用上下极板的对准标记,通过硅硅直接键合工艺,完成第一硅基片反面和第二硅基片正面的键合。
- [0114] 第四步,去除工艺。
- [0115] 利用TMAH溶液去除键合后第一硅基片的正面硅层;
- [0116] 利用BOE溶液去除第一硅基片的埋氧层和第二硅基片的反面的氧化层。
- [0117] 第五步,形成图形化下电极。
- [0118] 在上、下键合片的反面沉积金属,比如Al,厚度约 $0.5\mu\text{m}$,再通过涂胶、光刻、显影和金属刻蚀工艺,形成图形化下电极。
- [0119] 超声检测单元图形化下电极与第一空腔(超声检测单元部分)对应,触压检测单元图形化下电极与第二空腔(触压检测单元部分)对应。
- [0120] 第六步,形成图形化上电极。
- [0121] 在上下键合片的正面沉积金属,比如Al,厚度约 $0.5\mu\text{m}$,再通过涂胶、光刻、显影和Al刻蚀工艺,形成图形化上电极。超声检测单元图形化上电极与第一空腔(超声检测单元部分)对应,触压检测单元图形化上电极与第二空腔(触压检测单元部分)对应。
- [0122] 第七步,形成绝缘层
- [0123] 采用例如LPCVD低温沉积二氧化硅和氮化硅,厚度为 $1\mu\text{m}$,目的是确保上电极与外界的绝缘,同时形成硅、氮化硅和氧化硅的复合膜。
- [0124] 第八步,形成超声检测单元的透镜层
- [0125] 采用例如PVD工艺在超声检测单元沉积PDMS材料,形成超声检测单元的透镜层。
- [0126] 第九步,形成触压检测单元的通孔
- [0127] 采用激光打孔工艺,在触压检测单元区域的第二空腔上方,依次刻蚀绝缘层、第二触压检测电极和硅层,形成通孔结构
- [0128] 第十步,制作带接触凸起结构的接触层
- [0129] 采用PDMS复模工艺形成带接触凸起结构的接触层,其中接触凸起的高度为 $80\sim 120\mu\text{m}$,所述接触凸起的直径为 $80\sim 120\mu\text{m}$ 。
- [0130] 第十一步,贴合接触层
- [0131] 在接触凸起端面涂抹少量胶,然后将接触层140的接触凸起朝向触压检测单元区域的方向将接触层与触压检测单元区域贴合,确保接触凸起位于第二空腔的正上方。
- [0132] 可以理解的是,以上实施方式仅仅是为了说明本发明的原理而采用的示例性实施方式,然而本发明并不局限于此。对于本领域内的普通技术人员而言,在不脱离本发明的精神和实质的情况下,可以做出各种变型和改进,这些变型和改进也视为本发明的保护范围。

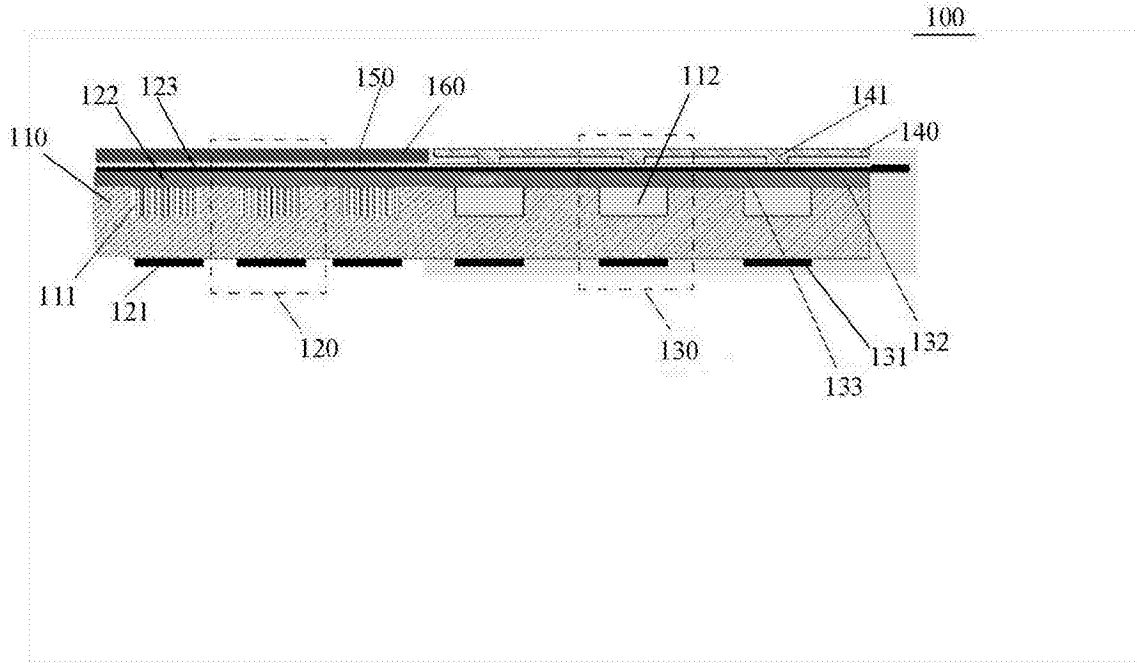


图1

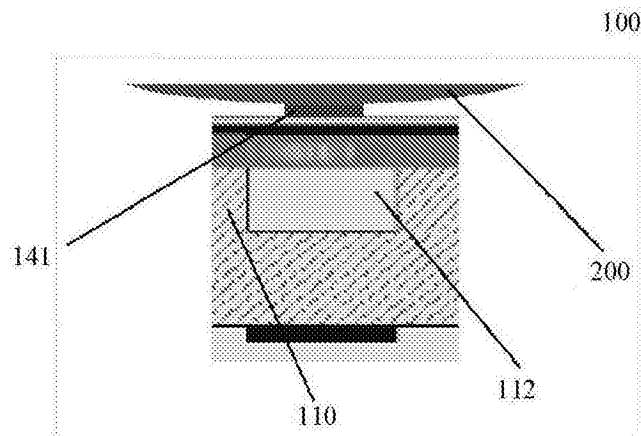


图2

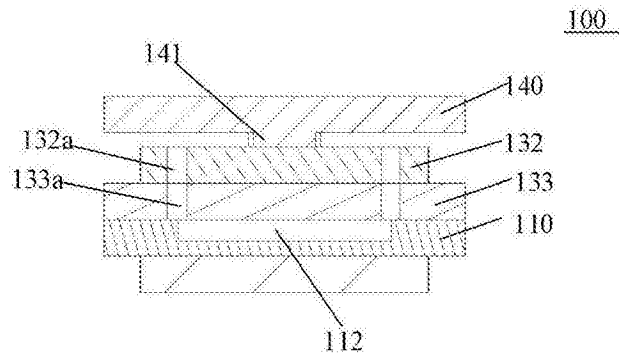


图3

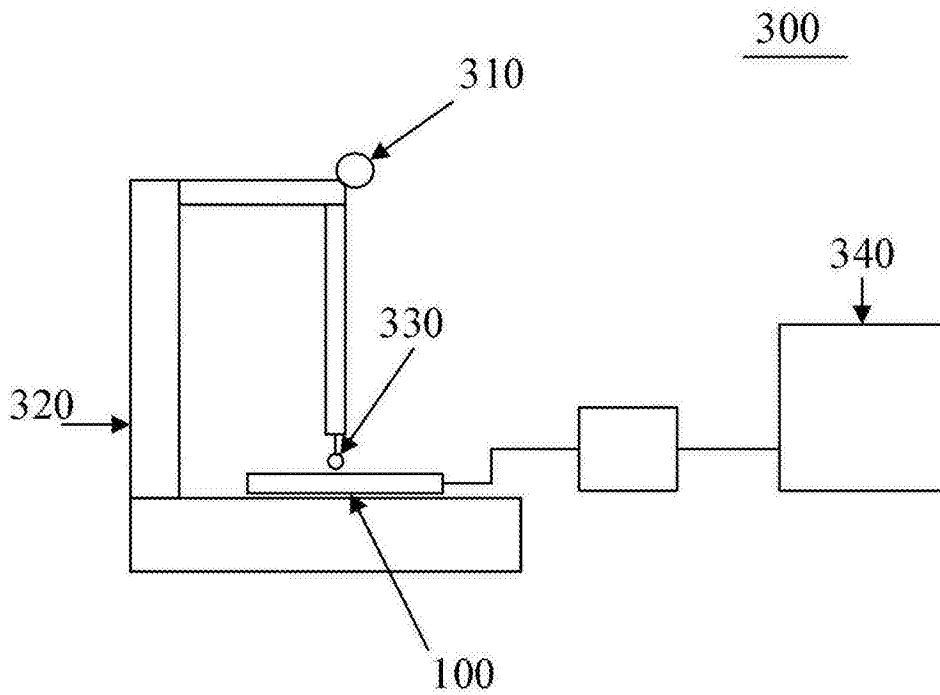


图4

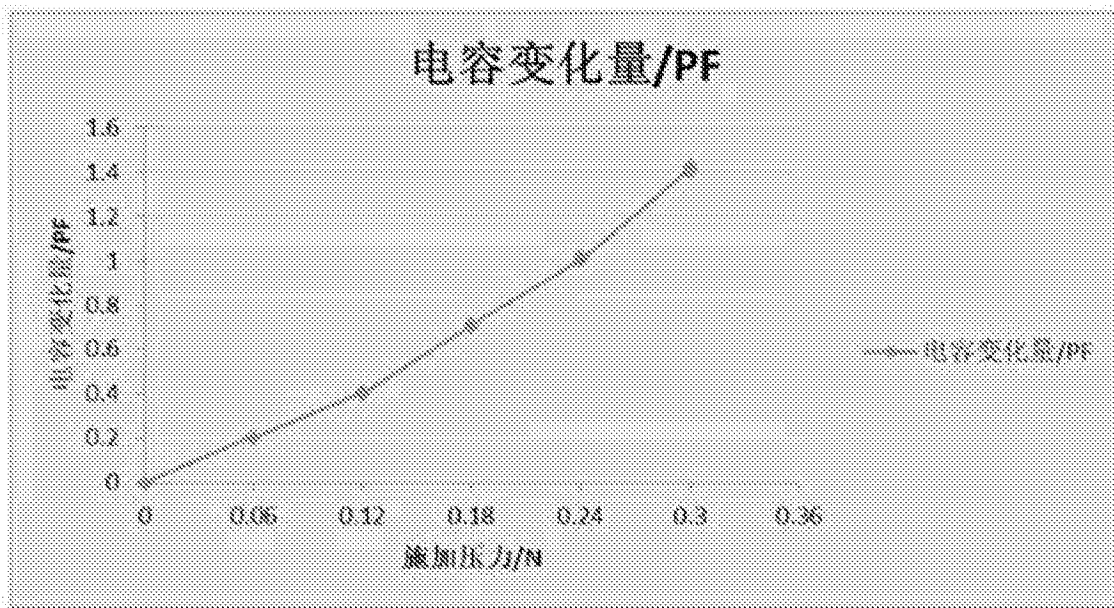


图5

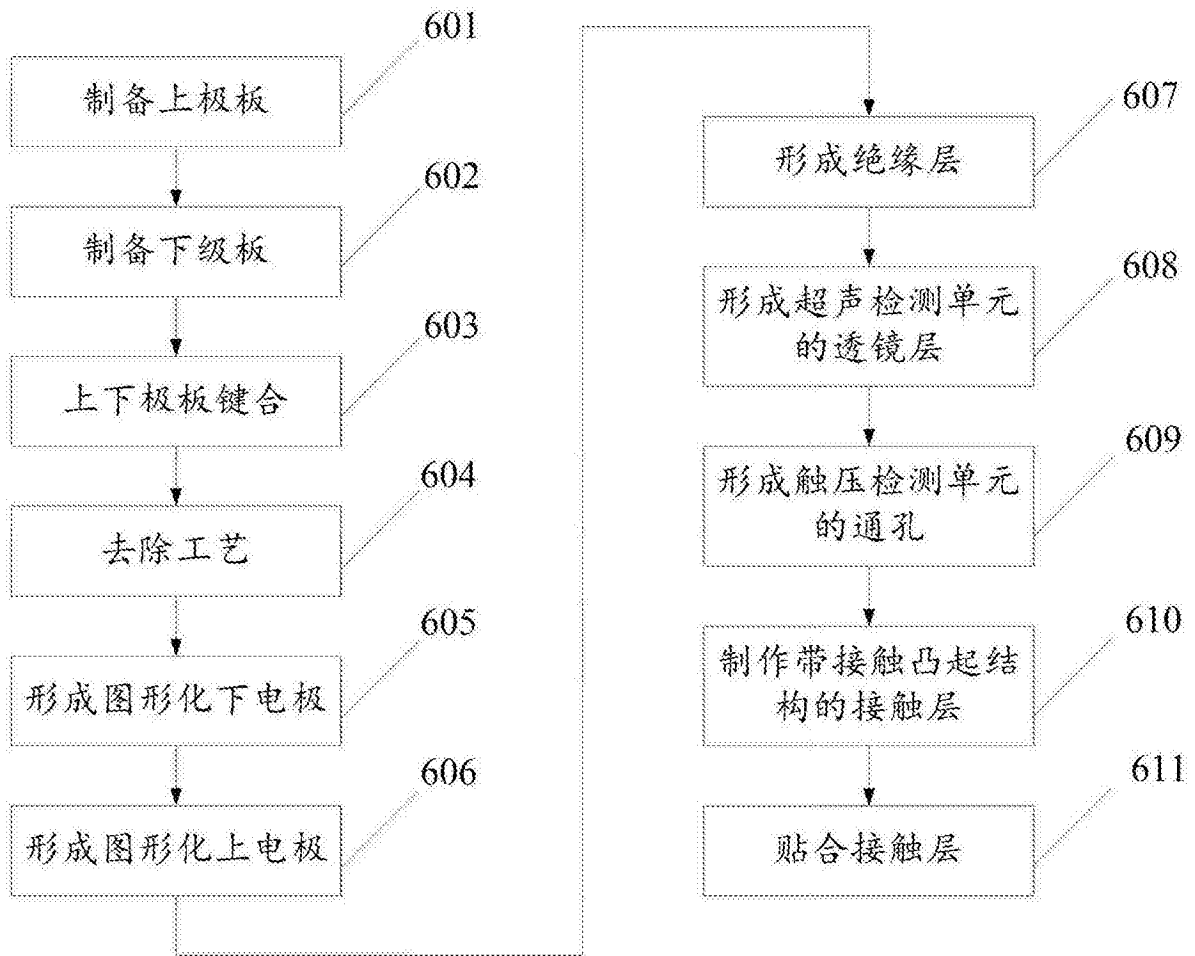


图6

专利名称(译)	具有触压和超声功能的传感器		
公开(公告)号	CN107957273A	公开(公告)日	2018-04-24
申请号	CN201810042044.9	申请日	2018-01-16
[标]申请(专利权)人(译)	北京先通康桥医药科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京先通康桥医药科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京先通康桥医药科技有限公司		
[标]发明人	宋军华 王洪超 王晓琴 陈金 薄云峰		
发明人	宋军华 王洪超 王晓琴 陈金 薄云峰		
IPC分类号	G01D5/12 G01D5/48 A61B5/00 A61B8/08		
CPC分类号	G01D5/12 A61B5/0053 A61B8/0833 A61B2562/00 G01D5/48		
代理人(译)	常玉明		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种具有触压和超声功能的传感器，包括衬底以及形成在衬底上的超声检测单元和触压检测单元；超声检测单元包括形成在衬底的下表面的第一超声检测电极层以及依次形成在衬底的上表面的第一弹性膜和第二超声检测电极层；触压检测单元包括形成在衬底的下表面的第一触压检测电极层以及依次形成在衬底的上表面的第二弹性膜和第二触压检测电极层；还包括接触层，接触层与触压检测单元相对应，且形成在第二触压检测电极层背离衬底的一侧，接触层包括接触凸起，接触凸起朝向第二触压检测电极层。当有外力作用在该传感器上时，接触凸起可以更好的将外力传递至第二弹性膜，从而可以使得第二弹性膜产生更大的变形，进而提升传感器的灵敏度。

