

基于声消逝场耦合的回音壁式传感器

申请号：[201110449148.X](#)

申请日：2011-12-29

申请(专利权)人 [中国科学院长春光学精密机械与物理研究所](#)

地址 [130033 吉林省长春市东南湖大路3888号](#)

发明(设计)人 [吴一辉](#) [李峰](#) [刘军](#) [毕晓猛](#)

主分类号 [G01N29/036\(2006.01\)I](#)

分类号 [G01N29/036\(2006.01\)I](#) [G01N33/543\(2006.01\)I](#)

公开(公告)号 [102520062A](#)

公开(公告)日 [2012-06-27](#)

专利代理机构 [长春菁华专利商标代理事务所 22210](#)

代理人 [张伟](#)



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102520062 B

(45) 授权公告日 2014. 06. 18

(21) 申请号 201110449148. X

(22) 申请日 2011. 12. 29

(73) 专利权人 中国科学院长春光学精密机械与
物理研究所

地址 130033 吉林省长春市东南湖大路
3888 号

(72) 发明人 吴一辉 李峰 刘军 毕晓猛

(74) 专利代理机构 长春菁华专利商标代理事务
所 22210

代理人 张伟

(51) Int. Cl.

G01N 29/036 (2006. 01)

G01N 33/543 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1862956 A, 2006. 11. 15, 说明书.

WO 0019203 A1, 2000. 04. 06, 说明书.

Schubert, F. Numerical time-domain modeling of linear and nonlinear ultrasonic wave propagation using finite integration techniques - - theory and applications. 《Ultrasonics》. 2004, 第 42 卷 (第 1-9 期), 第 221-229 页.

审查员 李婷

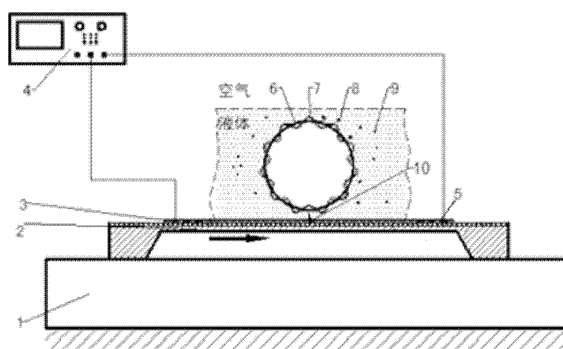
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54) 发明名称

基于声消逝场耦合的回音壁式传感器

(57) 摘要

基于声消逝场耦合的回音壁传感器涉及一种用于生物检测的声波生物传感器, 该传感器包括: 薄膜结构、薄壁圆管谐振腔、支撑装置和激发接收装置; 所述支撑装置支撑薄壁圆管谐振腔, 共同激发回音壁模式的薄壁圆管谐振腔与薄膜结构之间距离可调, 薄壁圆管谐振腔轴线平行于薄膜结构上表面并垂直于声波传播方向; 用于激发和接收 lamb 波的激发接收装置其输入端和输出端固定在薄膜结构上。本发明能够实现将传感器的传输功能与传感功能分离, 提高液相的声波谐振的品质因数, 实现无标生物传感器的高灵敏度、低检出限探测和集成化、阵列化制作。通过检测信号变化, 获知薄壁谐振腔中回音壁模式的信息和待测物的相关物理信息。



1. 基于声消逝场耦合的回音壁传感器,其特征在于,该传感器包括:薄膜结构(2)、薄壁圆管谐振腔(6)、支撑装置和激发接收装置(4);所述支撑装置支撑薄壁圆管谐振腔(6),共同激发回音壁模式(7)的薄壁圆管谐振腔(6)与薄膜结构(2)之间距离可调,薄壁圆管谐振腔(6)轴线平行于薄膜结构(2)上表面并垂直于声波传播方向;用于激发和接收 λ 波的激发接收装置(4)的输入端和输出端固定在薄膜结构(2)上。

2. 如权利要求1所述的基于声消逝场耦合的回音壁传感器,其特征在于,该传感器还包括竖直位移调节平台(1),所述竖直位移调节平台(1)上放置薄膜结构(2),调节竖直位移调节平台(1)确定薄壁圆管谐振腔(6)与薄膜结构(2)的距离。

3. 如权利要求1所述的基于声消逝场耦合的回音壁传感器,其特征在于,所述激发接收装置(4)激发 λ 波长为 $400\ \mu\text{m}$,薄壁圆管谐振腔(6)与薄膜结构(2)激发回音壁模式(7)的最佳耦合距离为 $55\text{--}90\ \mu\text{m}$ 。

基于声消逝场耦合的回音壁式传感器

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于生物检测的声波生物传感器,特别设计一种基于声消逝场耦合的回音壁式传感器。

背景技术

[0002] 理想的生物传感器不仅应具有高灵敏度,还应具有小体积、便携性、可重复使用以及高特异性及稳定工作等特性。目前,虽然回音壁光学传感器在空气中具有极高的品质因数(Q 值)和探测灵敏度,但其在液体中的特性还有待于考查。此外,为实现光纤与微谐振腔的模式匹配,它多采用锥形光纤将光耦合到谐振腔内,此时光纤的直径通常很小,不仅制造困难、系统脆弱,很难重复使用。而薄膜声波器件却可采用基于 MEMS(微机电系统, micro-electro-mechanical-system)的批量化制作工艺技术进行系统集成设计,不仅体积小,结构紧凑,还可实现阵列化、高通量探测。

[0003] 声波传感器的灵敏度与振动体的质量成反比,因此对于相同面积的器件需尽可能减小其厚度, Lamb 波和 FBAR(薄膜声波谐振器, film bulk acoustic resonators)均是以硅为衬底的薄膜声波器件, Lamb 波的工作相速度小于水中的声速 1500m/s,较适用于液相检测。由于 FBAR 的独特振动模式且薄膜厚度仅有 1~3 微米,使之可获得极高的工作频率和灵敏度。然而,这些传感器与 QCM(石英晶体微量天平, quartz crystal microbalance)相比,高灵敏度并未使其质量检出限最小,即分辨率得到明显改善。事实上,由于薄膜声波器件振动体厚度的大幅度减小,其一个振动周期内存储的能量也随之减少,且无论 Lamb 波还是 FBAR 的振动薄膜均为有界,考虑到机械刚度的需要,波导与边界的连接也不可能做到无限小,使得很多能量在边界损耗,以及机电耦合系数等问题,使之无法获得高 Q 值响应,而只有高 Q 值才能获得高分辨率检测。不仅如此,由于 FBAR 的工作频率较高,一般在 1GHz~10GHz,使压电换能器的相对阻抗减小,电磁波与声波的耦合较强,信噪比变差。因此,尽管其理论灵敏度极高,由于 Q 值较低,相位噪声引起的频率变化往往超过抗原抗体结合引起的频率变化,特别是在液体环境,难以检测亲和反应中分子结合所引起的微小质量变化,使其高灵敏度的特点无法发挥。可见,采用新方法、平衡灵敏度、品质因素、信噪比之间的相互制约关系,是获得声波传感器更低的质量变化检出限的关键。

发明内容

[0004] 为了解决上述问题,本发明提供了一种基于声消逝场耦合的回音壁传感器,其不仅解决了现有技术液体测试的不确定性,同时也解决了制作工艺中所遇到的困难。

[0005] 基于声消逝场耦合的回音壁传感器,该传感器包括:薄膜结构、薄壁圆管谐振腔、支撑装置和激发接收装置;所述支撑装置支撑薄壁圆管谐振腔,共同激发回音壁模式的薄壁圆管谐振腔与薄膜结构之间距离可调,薄壁圆管谐振腔轴线平行于薄膜结构上表面并垂直于声波传播方向;用于激发和接收 Lamb 波的激发接收装置其输入端和输出端固定在薄膜结构上。

[0006] 本发明的有益效果是：本发明采用薄壁圆管谐振腔不仅能实现将传感器的传输功能与传感功能分离，提高液相的声波谐振的品质因数，由于信号的传播主要在薄板中进行，而与外界进行能量交换的过程主要发生在薄壁圆管谐振腔，避免了因薄膜结构上的微粒吸收而引起的能量损失，进而实现了传感器的传输功能与传感功能的分离；又因为谐振腔的环状结构，避免了声波在边缘处的因反射折射而造成的能量损失。基于以上两点，基于声消逝场耦合的回音壁式传感器可获的较高的 Q 值。除此之外，该传感器还可以实现无标生物传感器的高灵敏度、低检出限探测以及集成化、阵列化制作，并通过检测 Lamb 波的信号变化，间接获知薄壁谐振腔中回音壁模式的信息。

附图说明

[0007] 图 1 本发明基于声消逝场耦合的回音壁传感器的结构主视图。

[0008] 图 2 本发明基于声消逝场耦合的回音壁传感器实施例的左视图。

[0009] 图 3 本发明基于声消逝场耦合的回音壁传感器的测试图。

[0010] 如图：1、竖直位移调节平台，2、薄膜结构，3、输入电极，4、激发接收装置，5、输出电极，6、薄壁圆管谐振腔，7、回音壁模式，8、吸附微粒，9、悬浮微粒，10、消逝场，11、水平位移调节平台，12、橡胶圈。

具体实施方式

[0011] 基于声消逝场耦合的回音壁传感器，该传感器包括：薄膜结构 2、薄壁圆管谐振腔 6、支撑装置和激发接收装置 4；所述支撑装置支撑薄壁圆管谐振腔 6，共同激发回音壁模式 7 的薄壁圆管谐振腔 6 与薄膜结构 2 之间距离可调，薄壁圆管谐振腔 6 轴线平行于薄膜结构 2 上表面并垂直于声波传播方向；用于激发和接收 Lamb 波的激发接收装置 4 其输入端和输出端固定在薄膜结构 2 上。

[0012] 由图 1、图 2 所示，本实施例中，基于声消逝场耦合的回音壁传感器包括：竖直位移调节平台 1，由硅片经湿法刻蚀得到的薄膜结构 2，其中薄膜结构 2 长为 8mm、宽为 8mm、刻蚀厚度在 10-20um，输入电极 3，用于激发和接收 Lamb 波的激发接收装置 4 发出的激励信号，输出电极 5，管壁厚为 10um、外径为 1mm 的、声衰减较小的材料构成的薄壁圆管谐振腔 6，支撑装置，包括水平位移调节平台 11 和橡胶圈 12；所述薄膜结构 2 两端制作输入电极 3 和输出电极 5，所述支撑装置位于薄膜结构 2 后侧，橡胶圈 12 上端穿过并固定薄壁圆管谐振腔 6，下端固定在水平位移调节平台 11 上。

[0013] 将上表面带有输出电极 3 和输出电极 5 的薄膜结构 2 放在竖直位移调节平台 1 上，将表面经过简单处理的薄壁圆管谐振腔 6 如图 2 所示放置，通过橡胶圈 12 固定在水平位移调节平台 11 的正上方，使其轴线与薄膜结构 2 平行，并使材料为石英的薄壁圆管谐振腔 6 下边缘与薄膜结构 2 保持约为 1mm 的距离，该距离远大于产生消逝场 10 的深度，故薄壁圆管谐振腔 6 的回音壁模式 7 不会被激发。将待测溶液滴定在薄膜结构 2 表面，使薄壁圆管谐振腔 6 完全浸没在液体环境中。设置激发接收装置 4，使其在 0.6-3MHz 范围内进行扫频输出，通过同轴电缆输入到薄膜结构 2 上的输入电极 3 上，由于压电效应及薄膜结构 2 的特殊结构，输入电极 3 激发出沿薄膜结构 2 传播的，波长为 400um 的 Lamb 波，Lamb 波在薄膜结构 2 与液体界面产生消逝场 10。由于逆压电效应，到达输出电极 5 的 Lamb 波信号被转换

为电信号,由同轴电缆输送回激发接收装置 4,激发接收装置 4 经数据处理,输出 Lamb 波的频率特性,此时由于薄壁圆管谐振腔 6 远离薄膜结构 2,未进入消逝场 10 深度范围内,薄壁圆管谐振腔 6 处于未激励状态。调节竖直位移平台 1,使薄壁圆管谐振腔 6 与薄膜结构 2 间的距离减小,薄壁圆管谐振腔 6 慢慢进入消逝场 10 深度范围内,使得薄壁圆管谐振腔 6 与消逝场 10 发生耦合,激励出薄壁圆管谐振腔 6 内的回音壁模式 7。

[0014] 在薄膜结构 2 靠近薄壁圆管谐振腔 6 的过程中,消逝场 10 中的能量耦合入薄壁圆管谐振腔 6,在激发接收装置 4 的输出信息中,特定频率处出现吸收峰,该频率即为薄壁圆管谐振腔 6 内的回音壁模式 7 对应的谐振频率。如图 3 所示,该图是利用波长为 400um 的 Lamb 波与薄壁圆管谐振腔耦合时,测得幅频特性随耦合距离变化的曲线,横轴表示扫频范围,纵轴代表幅值,耦合距离从 10um 开始,以 10um 为单位进行数据采集。由图 3 可知,当耦合距离从 10um 到 100um 变化过程中,在 0.82MHz 处会出现明显的吸收峰,并且当耦合距离由大到小的变化过程中,该吸收峰也由强到弱,在耦合距离为 80um 左右时,吸收峰达到最强。

[0015] 在调节竖直位移平台 1 的过程中,当薄壁圆管谐振腔 6 与薄膜结构 2 之间保持某一距离时,薄壁圆管谐振腔 6 内的回音壁模式 7 最明显,该距离为最佳耦合距离,本发明中最佳耦合距离为 55-90um。该传感器就是利用工作在最佳耦合距离下的回音壁模式 7 进行检测的。

[0016] 在最佳耦合距离下,薄壁圆管谐振腔 6 中的回音壁模式最强,能量集中在薄壁圆管表面,激发接收装置 4 输出的吸收峰最强。当液体中悬浮微粒 9 吸附在薄壁圆管谐振腔 6 表面时,在对溶液中铜离子进行检测时,利用电镀实验,薄壁圆管谐振腔 6 表面会析出金属铜,而在进行生物检测时,薄壁圆管谐振腔 6 表面固定的抗体会与液体中抗原发生特异性结合,由于薄壁圆管谐振腔 6 表面有额外微粒吸附,回音壁模式 7 的一部分能量转移到吸附微粒 8 中,使回音壁模式 7 的谐振频率、幅值、相位发生变化,进而引起输出电极 5 的信号变化,通过探测输出电极 5 的信号变化,可以进一步推测液体中微粒的密度、浓度等物理参数。

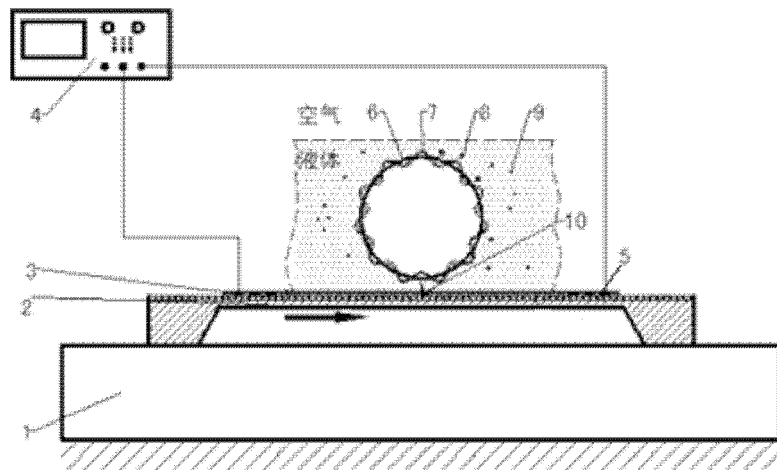


图 1

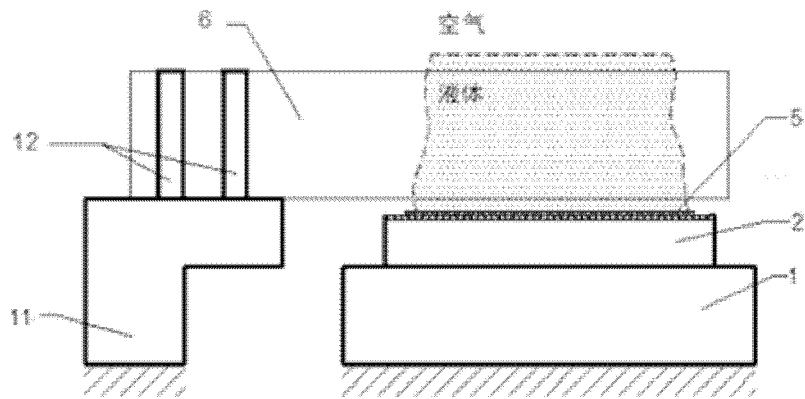


图 2

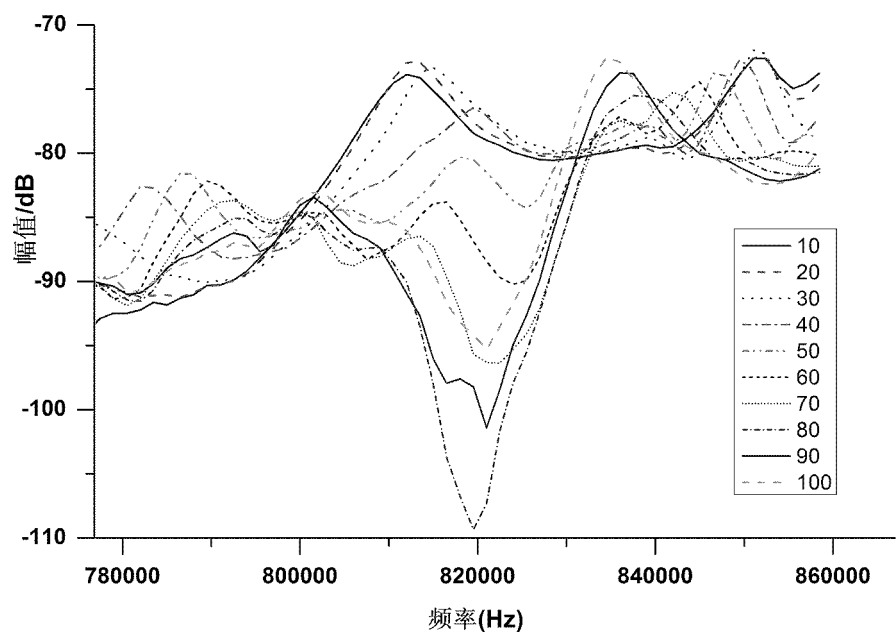


图 3