

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/08 (2006.01)

H01L 49/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510112217.2

[45] 授权公告日 2009年6月3日

[11] 授权公告号 CN 100493452C

[22] 申请日 2005.12.29

[21] 申请号 200510112217.2

[73] 专利权人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

[72] 发明人 侯中字 张亚非 蔡炳初 徐东
魏星

[56] 参考文献

CN1003421B 1989.3.1

US5573004A 1996.11.12

CN2610845Y 2004.4.11

US5311875A 1994.5.17

审查员 孙晓静

[74] 专利代理机构 上海交达专利事务所

代理人 王锡麟 王桂忠

权利要求书1页 说明书4页 附图2页

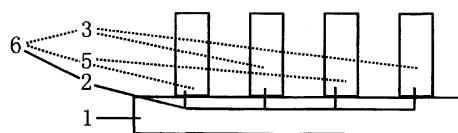
[54] 发明名称

微型人类呼吸传感器

[57] 摘要

一种传感器技术领域的微型人类呼吸传感器。

本发明包括：衬底、微电极或者其阵列层，微电极或者其阵列层设置在衬底上，微电极或者其阵列层中，微电极或者其阵列的阴阳两极由空气间隔相互隔离。本发明灵敏度高，信噪比高，不需要接触人体，安全性、稳定性高，根据应用场合工作电压可以控制在几伏到几十伏，敏感单元核心能耗处于 10^{-5} 瓦特数量级，结构简单，适于量产，易于阵列化且制造成本低。可以用于医疗、心理分析等领域。



1、一种微型人类呼吸传感器，包括：衬底（1）、微电极或者其阵列层（6），其特征在于，微电极或者其阵列层（6）设置在衬底上，微电极或者其阵列层（6）中，微电极或者其阵列的阴阳两极由空气间隔相互隔离，传感器的阴阳两极分别与电源正极和负极相连，从而使两极之间存在电势降，进而形成静电场。

2、根据权利要求1所述的微型人类呼吸传感器，其特征是，所述的微电极或者其阵列层（6），其成分是单层或者多层的金属或合金薄膜，所述微电极或者其阵列层（6）是一种位于衬底（1）之上的若干金属微梁形成的梳状交叉阵列结构。

3、根据权利要求1或者2所述的微型人类呼吸传感器，其特征是，所述的微电极阵列层（6），包括阳极阵列（5）和阴极阵列（3），每对相邻电极条之间均有的间隔，间隔中存有空气。

4、根据权利要求1或者2所述的微型人类呼吸传感器，其特征是，所述的微电极或者其阵列（6），为金属微电极或者其阵列层（2）或者为表面覆盖一维纳米材料层（4）的金属微电极或者其阵列层（2）。

5、根据权利要求3所述的微型人类呼吸传感器，其特征是，所述的一维纳米材料层（4），它位于阳极阵列（5）和阴极阵列（3）电极条的部分或者全部表面。

6、根据权利要求1所述的微型人类呼吸传感器，其特征是，所述的衬底（1），为绝缘衬底。

微型人类呼吸传感器

技术领域

本发明涉及的是一种传感器技术领域的产品，具体的说，是涉及一种微型人类呼吸传感器。

技术背景

监测人类呼吸的成分和动态特征（强度和频率）变化是一种本质上安全的监测人类新陈代谢变化的方法。目前人类呼吸传感器技术的发展方向是研发高安全稳定性、高灵敏性、高选择性、低能耗的人类呼吸代谢静态检测和动态监测相结合的传感器系统，作为分析监控人类一系列生理、病理和心理状况的可靠依据。在静态统计特征检测上，自 1992 年 M.Phillips 在《科学美国人》刊中载文称可以通过检测气体含量对人类生理、病理状况进行分析以来，已经取得了一些长足进步。

经对现有技术的文献检索发现，Joon-Boo Yu 等人在 *Sensors and Actuators B*（传感器与执行器 B）2005 年第 108 卷，第 262-271 页上的文章“Analysis of diabetic patient's breath with conducting polymer sensor array（用导电有机传感器阵列分析糖尿病人的呼吸）”。文章使用传感器阵列检测人类呼吸中的成分信息作为诊断糖尿病的依据，但该技术并不能实现对人类呼吸的动态特征进行监测。用于监测人类呼吸的动态特性的传感器，虽早已用于对病人的病理变化的长时间监测分析和护理技术中，而且用于测谎仪等人类心理状况的监测分析中，但是目前，此类传感器均基于对人类呼吸过程中向周围环境释放出的潮气、热量、气流或者胸部运动作为传感器的输入量实现信号转换，它们属于压电、热电原理或者气压计、气流计原理，多数基于以上原理的传感器很难实现利用半导体加工技术进行制造，因此难于高精度、低成本地实现微型化、阵列化，进而难于提高性价比。

发明内容

本发明针对现有技术的不足和缺陷，提出一种微型人类呼吸传感器，使其提

高对人类呼吸强度和频率变化等动态信息的监测精度、敏感度、安全性、稳定性和降低能耗与成本。

本发明是通过以下技术方案实现的，本发明包括：衬底、微电极或者其阵列层，微电极或者其阵列层设置在衬底上，微电极或者其阵列层中，微电极或者其阵列的阴阳两极由空气间隔相互隔离。

所述的衬底，其表面具有高绝缘性能，它可以是玻璃，也可以是上层带有绝缘层的硅片，绝缘层材料可以是二氧化硅、氮化硅，也可以是其它绝缘衬底。

所述的微电极或者其阵列，可以是单层或者多层薄膜，为金属微电极或者其阵列层或者表面覆盖一维纳米材料层的金属微电极或者其阵列层。

所述的微电极阵列，包括阳极阵列和阴极阵列，每对相邻电极条之间均有一定的间隔，间隔中存在空气。

所述的一维纳米材料层，位于阳极阵列和阴极阵列电极条的部分或者全部表面。

本发明提出利用强电场对呼出气中所含有的带电粒子进行漂移采集作为呼吸量传感原理，并利用带电粒子在电场中的运动所造成的雪崩放大现象作为信号本征放大方式的呼吸量传感器。该传感器灵敏度高，信噪比高，不需要接触人体，安全性、稳定性高，根据应用场合工作电压可以控制在几伏到几十伏，敏感单元核心能耗在小于 10^{-5} 瓦特数量级，结构简单，适于量产，易于阵列化且制造成本低。可以用于医疗、心理分析等领域。本发明的重要特性还在于，当没有人类呼吸出现的常规条件下，传感器阴阳电极间所加电压远小于空气击穿电压，因此空气处于绝缘状态，传感器外电路由于处于断路状态，因此理论能耗为零，实际能耗可以小于 10^{-11} 瓦特数量级，而当人类呼吸在其工作响应范围（1 厘米到 50 厘米）内出现时，就可以输出传感信号，因此该传感器还适用于一些自动装置和安全领域。

附图说明

图 1 是本发明的一个具体实施例的二维结构简图；

图 2 是未使用一维纳米材料的传感器在正常居室环境中检测某被测人甲呼吸时的脉冲信号输出曲线；

图 3 是本发明的一种结构的二维结构简图；

图 4 是使用一维纳米材料的传感器在正常居室环境中检测某被测人甲呼吸时的脉冲信号输出曲线。

具体实施方式

如图 1、图 3 所示，本发明包括：衬底 1、微电极或者其阵列层 6，微电极或者其阵列层 6 设置在衬底上，微电极或者其阵列层 6 中，微电极或者其阵列的阴阳两极由空气间隔相互隔离。

所述的微电极或者其阵列层 6，其成分是单层或者多层的金属或合金薄膜，是一种位于衬底 1 之上的若干金属微梁形成的梳状交叉阵列结构。

所述的微电极阵列层 6，包括阳极阵列 5 和阴极阵列 3，每对相邻电极条之间均有的间隔，间隔中存有空气。

所述的微电极或者其阵列 6，为金属微电极或者其阵列层 2 或者为表面覆盖一维纳米材料层 4 的金属微电极或者其阵列层 2。

所述的一维纳米材料层 4，它位于阳极阵列 5 和阴极阵列 3 电极条的部分或者全部表面。

所述的衬底 1，为绝缘衬底。

实施例 1

如图 1 所示，本发明包括：衬底 1、微电极或者其阵列层 6，所述的微电极或者其阵列层 6 为金属微电极或者其阵列层 2，设置在衬底 1 上。金属微电极或者其阵列层 2 中，金属微电极或者其阵列由空气间隔相互隔离。

衬底 1 的表面具有高绝缘性能，它可以是玻璃，也可以是上层带有绝缘层的硅片，绝缘层材料可以是二氧化硅、氮化硅，也可以是其它绝缘衬底。

实施例 2

如图 3 所示，本发明包括：衬底 1、微电极或者其阵列层 6，所述的微电极或者其阵列层 6 为表面覆盖一维纳米材料层 4 的金属微电极或者其阵列层 2，金属微电极或者其阵列层 2 设置在衬底 1 上，微电极或者其阵列层 6 中，金属微电极或者其阵列由空气间隔相互隔离。

当工作时，阳极阵列 5 和阴极阵列 3 分别与电源正极和负极相连，从而使两

极之间存在电势降,进而在每两个阴阳极单元的间隙中以及每个单元的邻近区域形成静电场,当该电场强度小于空气的击穿场强时,传感器电路处于断路状态;当人类呼出气体中的带电粒子通过气流运动和扩散运动等方式到达微电极阵列响应范围之内时(鼻呼吸约为1-30厘米;口呼吸约为1-60厘米),带正电荷和负电荷的粒子分别被阴极阵列3和阳极阵列5邻近区域的强电场“捕获”并向电极漂移,形成输出电流信号。当一维纳米材料层4被覆盖于金属微电极或者其阵列层2表面时,由于一维纳米材料层4的大电场增强因子的作用,在相同电压之下,其邻近区域的电场强度大大增强,因此使得带电粒子运动速度加快,使电流密度加大,从而可以提高信号输出强度。另一方面,带电粒子的漂移也会在电场中产生碰撞电离等过程,从而形成雪崩增益进而提高信号输出强度,而电场强度的增强可以提高增益的程度,因此一维纳米材料层4的使用利于提高信号强度。

图2和图4分别表示未使用一维纳米材料层4覆盖的图1所示器件和使用一维纳米材料层4覆盖图3所示器件两种情况下,传感器对被测者呼吸的相应信号输出,所使用的一维纳米材料为多壁碳纳米管,阴阳电极阵列的均匀电极间距约35微米,器件的工作环境为环境大气压下的空气,湿度约为80%,温度约为18°C。其中,未使用一维纳米材料层4的传感器距离被测者鼻孔朝向的距离为2厘米,工作电压为50伏直流电源提供,而使用一维纳米材料层4的传感器距离被测者鼻孔朝向的距离为15厘米,工作电压为10伏直流电源提供。

由图2、图4可见,两种传感器均可以敏感地反应被测者呼吸强度和频率等动态信息的细微变化,而其平均能耗均在 10^{-5} 瓦特数量级,但使用一维纳米材料层4的传感器可以在距离更远处得到更强的信号输出,因此具有更好的性能。而未使用一维纳米材料层4的传感器则有一定的价格优势。

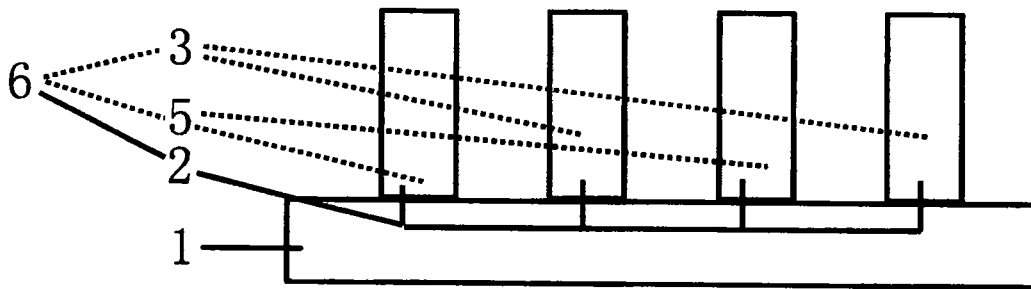


图 1

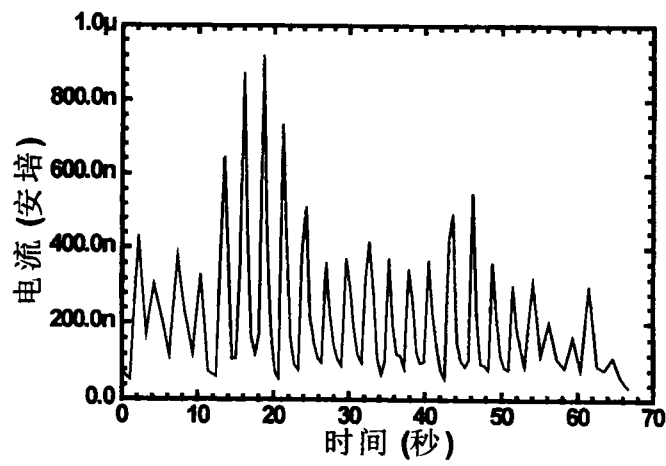


图 2

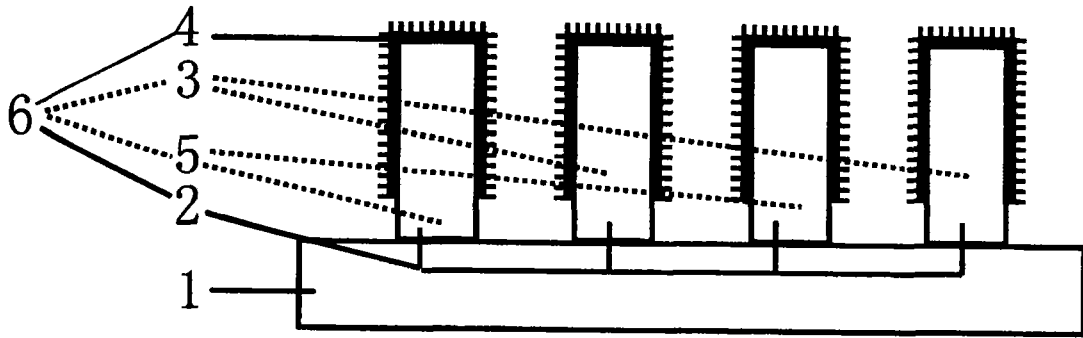


图 3

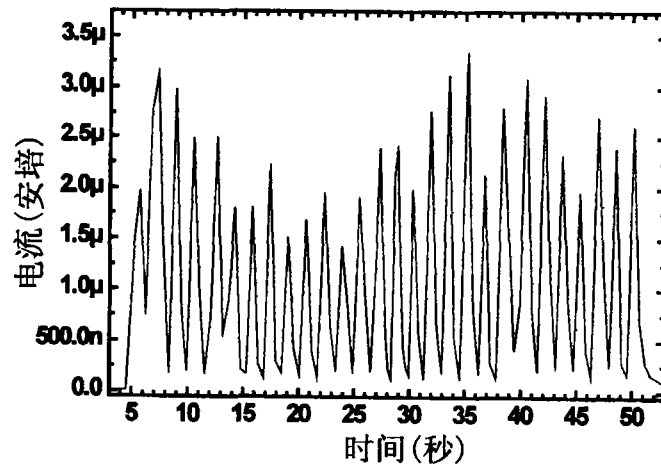


图 4