



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111190010 A

(43)申请公布日 2020.05.22

(21)申请号 202010039928.6

(22)申请日 2020.01.15

(71)申请人 电子科技大学

地址 611731 四川省成都市高新区(西区)  
西源大道2006号

(72)发明人 姚佰承 安宁 秦琛焯 曹忠旭  
吴宇 饶云江

(74)专利代理机构 电子科技大学专利中心  
51203

代理人 闫树平

(51)Int.Cl.

G01N 33/577(2006.01)

G01N 21/41(2006.01)

G01N 21/03(2006.01)

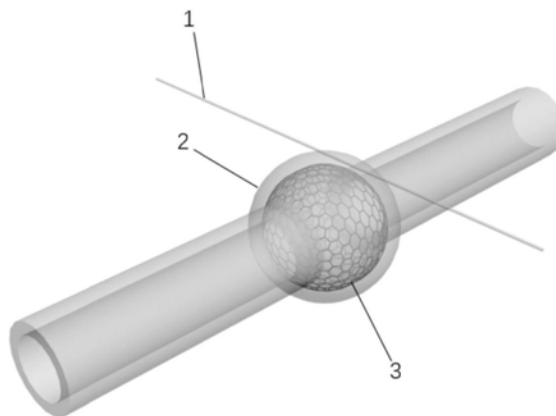
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54)发明名称

一种布里渊光机腔内微流生化传感器

(57)摘要

本发明属于传感领域,具体涉及一种基于布里渊光机腔内微流生化传感器。器件由毛细玻璃管微泡腔,功能化氧化石墨烯薄膜,微纳光纤组成。通过结合光学传感与微腔传感的先进工艺,在毛细玻璃管微泡腔的腔内集成功能化氧化石墨烯薄膜。利用特定功能化氧化石墨烯对待测分子的吸附造成的腔内泵浦激光激发的前向布里渊信号的频移,极大提高了生化传感器的传感灵敏度。同时,该生化传感器可靠性强、抗干扰、信噪比高,可直接集成于全光纤系统中,实现高灵敏度的生化传感功能。



1. 一种布里渊光机腔内微流生化传感器,其特征在于:由毛细玻璃管微泡腔,微纳光纤和氧化石墨烯薄膜三部分组成;

所述毛细玻璃管微泡腔是由直径90-110微米,壁厚10-20微米的毛细玻璃管通过光纤熔接机制备而成;外径100-120微米,厚7-9微米,品质因数5百万以上;

所述微纳光纤的轴向与毛细玻璃管微泡腔的轴向互相垂直,并与毛细玻璃管微泡腔外腔壁的中切面接触,实现与毛细玻璃管微泡腔的光耦合,用以输入激光和输出传感信号,微纳光纤接触毛细玻璃管微泡腔的光纤直径为1-4微米。

所述氧化石墨烯薄膜设置于毛细玻璃管微泡腔内壁对待测传感分子有特异性吸附功能,用于吸附待测传感分子。

2. 如权利要求1所述布里渊光机腔内微流生化传感器,其特征在于:

所述毛细玻璃管微泡腔通过控制光纤熔接机的放电强度为200-300毫安,单次放电时间150-200毫秒进行电弧放电2-5次以得到。

3. 如权利要求1所述布里渊光机腔内微流生化传感器,其特征在于:

所述毛细玻璃管微泡腔内部为待测传感物的流经通道,待测物从毛细玻璃管微泡腔的一端流入,另一端流出。

4. 如权利要求1所述布里渊光机腔内微流生化传感器,其特征在于:

所述氧化石墨烯薄膜制备过程如下:

步骤1、将1-4g/L氧化石墨烯分散液经端口注入毛细玻璃管微泡腔中,烘干后在腔内壁形成一层氧化石墨烯薄膜;

步骤2、将沉积有氧化石墨烯薄膜的毛细玻璃管微泡腔浸没在由2g/L的1-3-乙基碳二亚胺和5g/L的N-羟基琥珀酰亚胺组成的活化缓冲液中室温反应2小时;

步骤3、将经过上述步骤2处理的毛细玻璃管微泡腔浸入80 $\mu$ g/L的牛血清单克隆抗体溶液中进行反应,1小时后取出烘干,从而完成氧化石墨烯薄膜的功能化处理。

## 一种布里渊光机腔内微流生化传感器

### 技术领域

[0001] 本发明涉及光学传感、材料科学和生化传感领域,涉及光学传感与微腔传感技术,具体为一种布里渊光机腔内微流生化传感器。

### 背景技术

[0002] 光学传感器是一种将被测对象的状态转变为可测的光信号的传感器。当光波在介质波导中传播时,因被传感对象(温度,压力,浓度等)的变化而导致表征光波的特征参量(波长,振幅,偏振态等)发生变化,从而实现传感功能。与传统的电学传感器相比,光学传感器具有抗电磁干扰能力强、灵敏度高、传感信息量大等优点;因此,光学传感器也得到了人们的重视。目前应用于生化传感方面的光学传感器仍然存在传感灵敏度低,结构复杂等缺点,因此如何在器件结构简单的前提下提高传感灵敏度,是光学生化传感器的发展重点。

[0003] 光学微腔是一种能够把光场限制在微米量级的光学谐振腔,它利用在介电常数不连续的材料界面的反射、散射或衍射,将光能量限制在很小的区域内来回震荡,从而增加光子寿命,减少光场模式数目,具有很高的品质因子。基于具有超高品质因子的谐振腔,外界环境的扰动会使得腔内光信号变化显著,从而大幅度提高传感灵敏度。

[0004] 受激布里渊散射(SBS)作为一种光纤中重要的非线性效应,对传感系统有着重要的影响。其产生原理为:对于在介质或诸如光纤之类的波导中传播的强光(例如激光),光本身电场的变化可通过电致伸缩或辐射压力在介质中引起机械振动。由于这些振动,入射光会产生一个斯托克斯光,用以满足相位匹配和能量守恒条件。

### 发明内容

[0005] 针对上述存在问题或不足,为解决现有光学生化传感器传感灵敏度相对不足的问题,本发明提供了一种布里渊光机腔内微流生化传感器。

[0006] 一种布里渊光机腔内微流生化传感器,由毛细玻璃管微泡腔,微纳光纤和功能化氧化石墨烯薄膜三部分组成。

[0007] 所述毛细玻璃管微泡腔是由直径90-110微米,壁厚10-20微米的毛细玻璃管通过光纤熔接机制备而成;外径100-120微米,厚7-9微米,品质因数5百万以上。

[0008] 所述微纳光纤的轴向与毛细玻璃管微泡腔的轴向互相垂直,并与毛细玻璃管微泡腔外腔壁的中切面接触,实现与毛细玻璃管微泡腔的光耦合,用以输入激光和输出传感信号,微纳光纤接触毛细玻璃管微泡腔的光纤直径为1-4微米。

[0009] 所述功能化氧化石墨烯薄膜设置于毛细玻璃管微泡腔内壁,对待测传感分子有特异性吸附功能,用于吸附待测传感分子,当功能化氧化石墨烯薄膜表面吸附上待测传感分子时,毛细玻璃管微泡腔内的局部有效折射率发生变化,改变了耦合到腔内的泵浦光信号激发的前向布里渊过程的相位匹配条件,导致泵浦光所激发的斯托克斯光的频率移动。从而通过建立“泵浦光与斯托克斯光拍频信号的频移-分子浓度”的关系,达到特异性传感的目的。

[0010] 进一步的,所述毛细玻璃管微泡腔通过控制光纤熔接机的放电强度为200-300毫安,单次放电时间150-200毫秒进行电弧放电2-5次以得到。

[0011] 进一步的,所述毛细玻璃管微泡腔内部为待测传感物的流经通道,待测物从毛细玻璃管微泡腔的一端流入,另一端流出。

[0012] 工作时,毛细玻璃管微泡腔内部为待测溶液的流经通道,通过毛细玻璃管微泡腔的一端流入,另一端流出。由于经过功能化处理后的氧化石墨烯薄膜对待测传感物质有特异性吸附作用,当含有待测传感物质的溶液流经毛细玻璃管微泡腔时,会有待测传感物质吸附到经过功能化处理的氧化石墨烯薄膜上。而二氧化硅单模光纤将可调激光器信号从一侧注入微纳光纤。在微纳光纤区域,由于毛细玻璃管微泡腔与微纳光纤接触耦合,当沿微纳光纤传播的光信号满足毛细玻璃管微泡腔的谐振条件时,会耦合到毛细玻璃管微泡腔中,激发前向布里渊过程;当有待测传感分子特异性吸附于腔内沉积的经过功能化处理的氧化石墨烯薄膜上时,会造成腔内局部有效折射率的改变,改变前向布里渊过程的相位匹配条件,造成前向布里渊过程的斯托克斯信号的频率漂移;形成“斯托克斯光与泵浦光拍频信号的频漂-传感分子浓度”的对应关系,从而达到相应的特异性生化传感的功能。

[0013] 综上所述,本发明通过结合光学传感与微腔传感的先进工艺,在毛细玻璃管微泡腔中集成特定功能化氧化石墨烯薄膜。利用功能化氧化石墨烯薄膜对待测物的特异性吸附造成的由微纳光纤耦合到毛细玻璃管微泡腔的泵浦光信号所激发的斯托克斯光信号的频率改变,极大提高了生化传感器的传感灵敏度,其传感灵敏度可达传统光学生化传感器的100倍以上。同时,该生化传感器可靠性强、抗干扰、信噪比高,可直接集成于全光纤系统中,实现高灵敏度的生化传感功能。

## 附图说明

[0014] 图1为本发明三维结构示意图。

[0015] 图2为本发明的功能化氧化石墨烯薄膜沉积毛细玻璃管微泡腔的制备流程图。

[0016] 图3为本发明的传感测试系统图。

[0017] 图4为实施实例的测试结果图。

[0018] 附图标记:微纳光纤-(1),毛细玻璃管微泡腔-(2),功能化氧化石墨烯薄膜-(3),扫描激光器-(4),传感测试系统-(5),光电探测器-(6),频谱仪-(7)。

## 具体实施方式

[0019] 一种基于布里渊光机腔内微流生化传感器,基于前向匹配受激布里渊散射机制,由微纳光纤、功能化氧化石墨烯薄膜和毛细玻璃管微泡腔组成。

[0020] 结合图2所示,功能化氧化石墨烯薄膜制备过程如下:

[0021] 步骤1、向制备完成的毛细管微泡腔中注入2g/L氧化石墨烯分散液。烘干后,将在其微泡腔内壁沉积一层5纳米厚的氧化石墨烯薄膜。

[0022] 步骤2、将沉积有氧化石墨烯薄膜的毛细玻璃管微泡腔浸没在由2g/L的1-3-乙基碳二亚胺和5g/L的N-羟基琥珀酰亚胺组成的活化缓冲液中室温反应2小时;

[0023] 步骤3、将经过上述步骤2处理的毛细玻璃管微泡腔浸入80 $\mu$ g/L的牛血清单克隆抗体溶液中进行反应,1小时后取出烘干,从而完成氧化石墨烯薄膜的功能化处理。

[0024] 沿微纳光纤(1)传播的光信号满足毛细玻璃管微泡腔(2)的谐振条件时,会耦合到毛细玻璃管微泡腔中,且该谐振条件受毛细玻璃管微泡腔腔内沉积的功能化氧化石墨烯薄膜(3)影响。在腔内沉积的经过功能化处理的氧化石墨烯薄膜对牛血清蛋白抗原分子有特异性吸附功能,当功能化氧化石墨烯薄膜表面吸附上牛血清蛋白抗原分子时,腔内的局部有效折射率发生变化,改变了耦合到腔内的泵浦光信号激发的前向布里渊过程的相位匹配条件,导致泵浦光所激发的斯托克斯光的频率移动。从而可以通过建立“泵浦光与斯托克斯光拍频信号的频移-分子浓度”的关系,达到传感牛血清蛋白抗原分子的目的。

[0025] 结合图1所示,毛细玻璃管微泡腔(2)是由外径90微米,内径60微米,壁厚15微米的毛细玻璃管通过光纤熔接机制备而成,通过控制放电强度为260毫安,单次放电时间180毫秒,电弧放电3次,得到外径为100微米,厚9微米的毛细玻璃管微泡腔。制备的毛细玻璃管微泡腔品质因数达5百万以上。

[0026] 整个器件通过微纳光纤(1)实现与毛细玻璃管微泡腔(2)的高效耦合后接入光路系统,采用的微纳光纤长为2厘米,微纳光纤接触毛细玻璃管微泡腔处的光纤直径为1微米。

[0027] 结合图3所示,通过纤芯为8微米的普通二氧化硅单模光纤将扫频范围为1550-1560纳米的扫频激光信号(4)从一侧注入微纳光纤。在微纳光纤区域,由于其直径仅为1微米,直径为100微米的沉积有功能化氧化石墨烯薄膜的毛细玻璃管微泡腔(5)与微纳光纤接触耦合。而后用微型注射器将牛血清蛋白抗原溶液注入内壁沉积有功能化氧化石墨烯的毛细玻璃管微泡腔。当溶液中的牛血清蛋白抗原分子吸附在腔内沉积的功能化氧化石墨烯薄膜表面时,造成腔内局部有效折射率的改变,从而改变了耦合到腔内的泵浦光信号激发的前向布里渊过程的相位匹配条件,造成斯托克斯信号的频移。通过微纳光纤耦合输出的光信号接入光电探测器(6)输出,从而频谱仪(7)上观察到斯托克斯光与泵浦光拍频信号。如图4所示,形成“斯托克斯光与泵浦光拍频信号的频漂-牛血清蛋白抗原分子浓度”对应关系,最终实现功能化的生化传感。

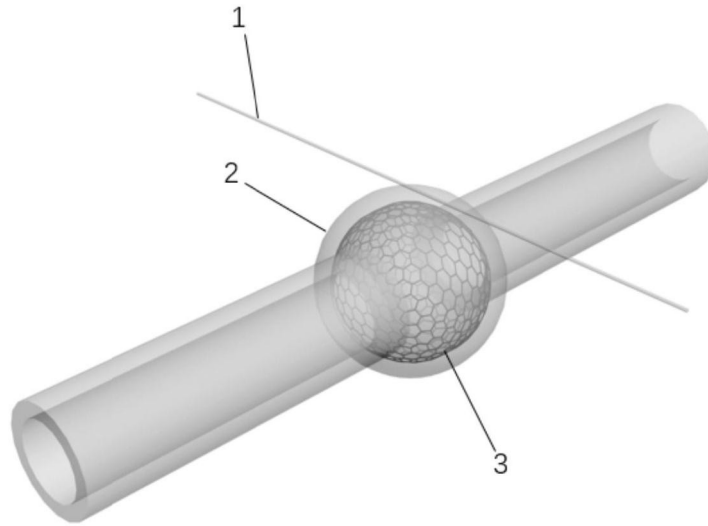


图1

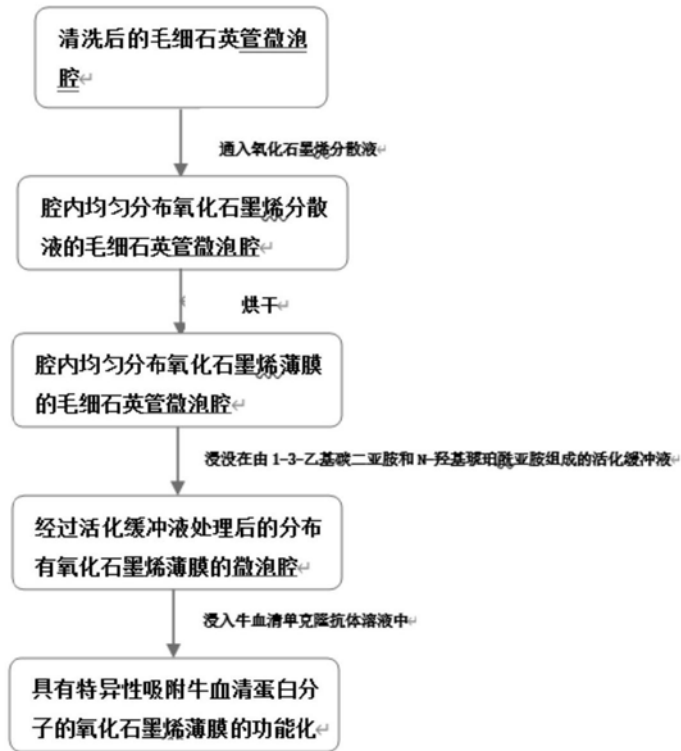


图2

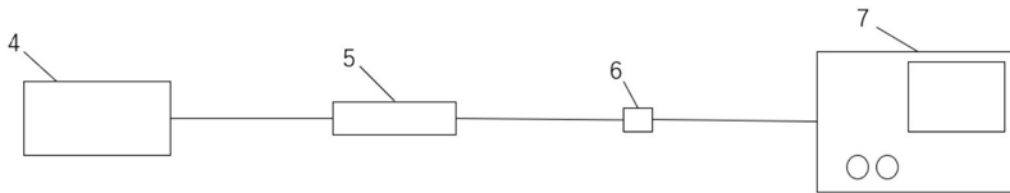


图3

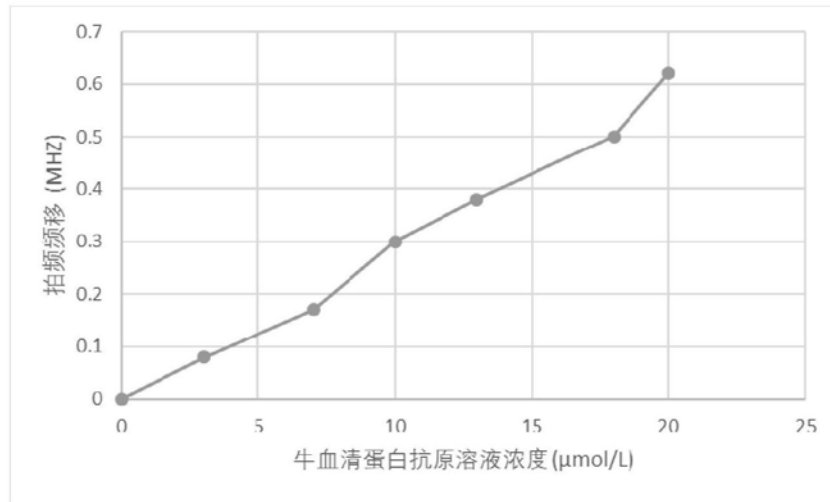


图4