



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115615964 A

(43) 申请公布日 2023. 01. 17

(21) 申请号 202211254684.9

(22) 申请日 2022.10.13

(71) 申请人 广东开放大学(广东理工职业学院)
地址 510091 广东省广州市越秀区下塘西路1号

(72) 发明人 史振江 李志全 李江涛

(74) 专利代理机构 广东省畅欣知识产权代理事务
所(普通合伙) 44631
专利代理师 齐军彩

(51) Int. Cl.

G01N 21/552 (2014.01)

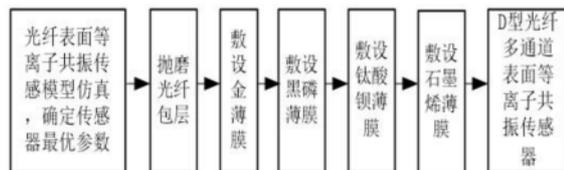
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54) 发明名称

一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法

(57) 摘要

本发明涉及等离子体共振生物传感器的检测技术领域,且公开了一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法,包括以下步骤:S1:光纤表面等离子共振传感模型仿真,确定传感器的参数;S2:系统硬件设计;S201:光路系统设计。通过利用光纤作为激发表面等离子共振效应的载体,在光纤表面制作多个传感区并在不同传感区敷设不同种类的金属薄膜以及二维纳米材料薄膜,通过优化薄膜材料的种类以及参数来实现不同波长下的表面等离子共振效应,进而实现血红蛋白浓度的精准、快速、高灵敏度、多通道检测,有效提高检测效率、降低检测成本。



1. 一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法,其特征在于:包括以下步骤:

S1: 光纤表面等离子共振传感模型仿真,确定传感器的参数;

S2: 系统硬件设计

S201: 光路系统设计

光路系统包括耦合光纤、光栅、光源、光电探测器,最终将选择的光栅与光探测器组合在光谱仪内,形成完整的光路系统

S202: 光源选择

选择一个宽带光源,在可见光光的波段范围内,连续、稳定的输出高功率的光;

S203: 传感光纤选择

通过将入射光处理后,由Y型光纤端一分为六束耦合进入传感光纤,到达传感探头后,从端口3入射到金属薄膜与被测介质相互作用产生表面等离子体共振效应,载有表面等离子共振信息的光在经过光纤纤芯端面的全反射镜作用后形成反射光线,通过端口3进入光纤,后经由端口2射出,Y型光纤端的截面由六个光纤束围绕一个光纤组成,其中六个光纤束为入射光,增加入射光通量,进而加强传感器的灵敏度,中心光纤为出射光光束,最终耦合进入光学检测系统;

S204: 选取光栅

选取型号为slit-3的光栅,进行检测;

S205: 选取光电探测器

在电荷耦合检测器装置中,由光子产生的电荷被收集并储存在金属-氧化物-半导体(MOS)电容器中,从而可以准确地进行象素寻址而滞后极微,这种装置具有随机或准随机象素寻址功能的二维检测器,可以将一个CCD看作是许多个光电检测模拟移位寄存器,在光子产生的电荷被贮存起来之后,它们近水平方向被一行一行地通过一个高速移位寄存器记录到一个前置放大器上,最后得到的信号被贮存在计算机里,CCD器件的整个工作过程是-种电荷耦合过程,因此这类器件叫电荷耦合器件,且在此选取CCD参数为3648像素的线性CCD探测器;

S206: 光谱仪选取

S207: 系统分辨率

确定光栅的光谱覆盖范围为605nm、探测器原件数量分光栅的光谱覆盖范围为:色散(nm/像素) = 光栅光谱范围/探测器元件数量

然后确定像素分辨率,根据不同大小槽口的像素分辨率具有不同的像素分辨率,选择25 μ m的槽口,像素分辨率吧为7.4像素

再计算光分辨率:光分辨率 = 色散*像素分辨率

S3: 对光纤进行预处理,对光纤的包层进行抛磨;

S4: 然后在光纤的外壁进行敷设金薄膜;

S5: 再在金薄膜的外壁进行敷设黑磷薄膜;

S6: 在黑磷薄膜的外壁进行敷设钛酸钡薄膜;

S7: 在钛酸钡薄膜的外壁进行敷设石墨烯薄膜;

S8: 然后进行对该光纤进行光照,通过光电探测器进行对其检测,从而确定检测数值。

2. 根据权利要求1所述的一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法,其特

征在于:所述传感光纤采用芯径为105 μm 的多模石英光纤。

3.根据权利要求1所述的一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法,其特征在于:所述光源选择白炽光源的卤钨灯,且其光谱范围为360-2500nm,色温为3100K。

4.根据权利要求1所述的一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法,其特征在于:所述光栅的线刻密度为600线/nm,光谱范围为650nm,闪耀波长为500nm,通光效率波长带350-1000nm。

5.根据权利要求1所述的一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法,其特征在于:所述金薄膜的厚度为40nm。

6.根据权利要求1所述的一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法,其特征在于:所述黑磷薄膜、钛酸钡薄膜、石墨烯薄膜的厚度为20nm。

一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及等离子体共振生物传感器的检测技术领域,具体为一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法。

背景技术

[0002] 血红蛋白(hemoglobin,Hb)是人体内一种重要的球状血红素蛋白,负责运输人体血液中的氧气和二氧化碳,同时起着调节人体内部机理活动的作用,其含量是反映人体是否贫血及其他血液疾病的重要生理指标,是重要的人体健康评定标准。一般情况下,人体血红蛋白浓度的正常值为:男性130-170g/L;女性115-150g/L;新生儿170-200g/L。血红蛋白浓度低于正常范围时可判断为贫血症状,高于正常范围时表示人体内部器官出现异常。血红蛋白浓度的检测不仅利于识别和诊断疾病,而且在手术期间能够为指导输血等提供主要依据,在临床中发挥着至关重要的作用。目前,有创血红蛋白浓度检测是临床监护中使用的常规方法,该方法将采集的受试者血样送入血液分析仪进行化学检测,在检测血红蛋白浓度的技术领域,血液分析仪的结果可以作为真实值,但检测过程中需要各种化学试剂对血样进行预处理,测量过程繁琐,化验耗时较长。

[0003] 随着新型传感器技术、生物医学工程、智能材料等相关学科的发展,表面等离子共振传感技术为血红蛋白浓度检测提供了新的方法。表面等离子共振(Surface Plasmon Resonance,SPR)是光入射金属-电介质交界面时产生的倏逝波与金属表面的等离子体波在满足特定条件下发生共振而使得反射光能量急剧下降的一种物理光学现象。表面等离子共振参数对附着于金属表面的被测血红蛋白浓度变化非常敏感,该检测方法还具有无需标记检测样品、实时快速检测、灵敏度高等优点,因此能够准确、快速测定血液中的血红蛋白浓度,准确反映机体组织细胞的氧合状态。

发明内容

[0004] (一)解决的技术问题

[0005] 针对现有技术的不足,本发明提供了一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法。

[0006] (二)技术方案

[0007] 为实现上述目的,本发明提供如下技术方案:一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法,包括以下步骤:

[0008] S1:光纤表面等离子共振传感模型仿真,确定传感器的参数;

[0009] S2:系统硬件设计

[0010] S201:光路系统设计

[0011] 光路系统包括耦合光纤、光栅、光源、光电探测器,最终将选择的光栅与光探测器组合在光谱仪内,形成完整的光路系统

[0012] S202:光源选择

[0013] 选择一个宽带光源,在可见光光的波段范围内,连续、稳定的输出高功率的光;

[0014] S203:传感光纤选择

[0015] 通过将入射光处理后,由Y型光纤端一分为六束耦合进入传感光纤,到达传感探头后,从端口3入射到金属薄膜与被测介质相互作用产生表面等离子体共振效应,载有表面等离子共振信息的光在经过光纤纤芯端面的全反射镜作用后形成反射光线,通过端口3进入光纤,后经由端口2射出,Y型光纤端的截面由六个光纤束围绕一个光纤组成,其中六个光纤束为入射光,增加入射光通量,进而加强传感器的灵敏度,中心光纤为出射光光束,最终耦合进入光学检测系统;

[0016] S204:选取光栅

[0017] 选取型号为slit-3的光栅,进行检测;

[0018] S205:选取光电检测器

[0019] 在电荷耦合检测器装置中,由光子产生的电荷被收集并储存在金属-氧化物-半导体(MOS)电容器中,从而可以准确地进行象素寻址而滞后极微,这种装置具有随机或准随机象素寻址功能的二维检测器,可以将一个CCD看作是许多个光电检测模拟移位寄存器,在光子产生的电荷被贮存起来之后,它们近水平方向被一行一行地通过一个高速移位寄存器记录到一个前置放大器上,最后得到的信号被贮存在计算机里,CCD器件的整个工作过程是一种电荷耦合过程,因此这类器件叫电荷耦合器件,且在此选取CCD参数为3648像素的线性CCD探测器;

[0020] S206:光谱仪选取

[0021] S207:系统分辨率

[0022] 确定光栅的光谱覆盖范围为605nm、探测器原件数量分光栅的光谱覆盖范围为:色散(nm/像素)=光栅光谱范围/探测器元件数量

[0023] 然后确定像素分辨率,根据不同大小槽口的像素分辨率具有不同的像素分辨率,选择25 μ m的槽口,像素分辨率吧为7.4像素

[0024] 再计算光分辨率:光分辨率=色散*像素分辨率

[0025] S3:对光纤进行预处理,对光纤的包层进行抛磨;

[0026] S4:然后在光纤的外壁进行敷设金薄膜;

[0027] S5:再在金薄膜的外壁进行敷设黑磷薄膜;

[0028] S6:在黑磷薄膜的外壁进行敷设钛酸钡薄膜;

[0029] S7:在钛酸钡薄膜的外壁进行敷设石墨烯薄膜;

[0030] S8:然后进行对该光纤进行光照,通过光电检测器进行对其检测,从而确定检测数值。

[0031] 优选的,所述传感光纤采用芯径为105 μ m的多模石英光纤。

[0032] 优选的,所述光源选择白炽光源的卤钨灯,且其光谱范围为360-2500nm,色温为3100K。

[0033] 优选的,所述光栅的线刻密度为600线/nm,光谱范围为650nm,闪耀波长为500nm,通光效率波长带350-1000nm。

[0034] 优选的,所述金薄膜的厚度为40nm。

[0035] 优选的,所述黑磷薄膜、钛酸钡薄膜、石墨烯薄膜的厚度为20nm。

[0036] (三)有益效果

[0037] 与现有技术相比,本发明提供了一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法,具备以下有益效果:

[0038] 该一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法,通过利用光纤作为激发表面等离子共振效应的载体,在光纤表面制作多个传感区并在不同传感区敷设不同种类的金属薄膜以及二维纳米材料薄膜,通过优化薄膜材料的种类以及参数来实现不同波长下的表面等离子共振效应,进而实现血红蛋白浓度的精准、快速、高灵敏度、多通道检测,有效提高检测效率、降低检测成本。

附图说明

[0039] 附图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,与本发明的实施例一起用于解释本发明,并不构成对本发明的限制。在附图中:

[0040] 图1为本发明流程图;

具体实施方式

[0041] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。

[0042] 所述实施例的示例在附图中示出,其中自始至终相同或类似的标号表示相同或类似的元件或具有相同或类似功能的元件。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的,旨在用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制。

[0043] 在本发明的描述中,需要理解的是,术语“中心”、“纵向”、“横向”、“长度”、“宽度”、“厚度”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”、“顺时针”、“逆时针”、“轴向”、“径向”、“周向”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。

[0044] 在本发明中,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”、“固定”等术语应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或成一体;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通或两个元件的相互作用关系。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0045] 如图1所示,本发明提供了一种多通道表面等离子体共振生物传感器的检测方法,包括以下步骤:

[0046] S1:光纤表面等离子共振传感模型仿真,确定传感器的参数;

[0047] S2:系统硬件设计

[0048] S201:光路系统设计

[0049] 光路系统包括耦合光纤、光栅、光源、光电探测器,最终将选择的光栅与光探测器组合在光谱仪内,形成完整的光路系统

[0050] S202:光源选择

[0051] 选择一个宽带光源,在可见光光的波段范围内,连续、稳定的输出高功率的光;所

述光源选择白炽光源的卤钨灯,且其光谱范围为360-2500nm,色温为3100K,它的输出谱线非常平滑,无断裂、剑峰或凹陷,输出非常稳定,且可以持续的稳定输出最优化的高亮搞功率的光。

[0052] S203:传感光纤选择

[0053] 光纤是整个系统的传感部分,仅仅作为光波的传输介质,用来传输入射及反射的光信号;通过采用芯径为105 μm 的多模石英光纤,保证了足够多的光谱模式和光功率的,从而得到良好的测试效果

[0054] 通过将入射光处理后,由Y型光纤端一分为六束耦合进入传感光纤,到达传感探头后,从端口3入射到金属薄膜与被测介质相互作用产生表面等离子体共振效应,载有表面等离子共振信息的光在经过光纤纤芯端面的全反射镜作用后形成反射光线,通过端口3进入光纤,后经由端口2射出,Y型光纤端的截面由六个光纤束围绕一个光纤组成,其中六个光纤束为入射光,增加入射光通量,进而加强传感器的灵敏度,中心光纤为出射光光束,最终耦合进入光学检测系统;

[0055] S204:选取光栅

[0056] 选取型号为slit-3的光栅,进行检测;所述光栅的线刻密度为600线/nm,光谱范围为650nm,闪耀波长为500nm,通光效率波长带350-1000nm。

[0057] S205:选取光电检测器

[0058] 在电荷耦合检测器装置中,由光子产生的电荷被收集并储存在金属-氧化物-半导体(MOS)电容器中,从而可以准确地进行象素寻址而滞后极微,这种装置具有随机或准随机象素寻址功能的二维检测器,可以将一个CCD看作是许多个光电检测模拟移位寄存器,在光子产生的电荷被贮存起来之后,它们近水平方向被一行一行地通过一个高速移位寄存器记录到一个前置放大器上,最后得到的信号被贮存在计算机里,CCD器件的整个工作过程是一种电荷耦合过程,因此这类器件叫电荷耦合器件,且在此选取CCD参数为3648像素的线性CCD探测器;

[0059] S206:光谱仪选取

[0060] S207:系统分辨率

[0061] 确定光栅的光谱覆盖范围为605nm、探测器原件数量分光栅的光谱覆盖范围为:色散(nm/像素) = 光栅光谱范围/探测器元件数量

[0062] 然后确定像素分辨率,根据不同大小槽口的像素分辨率具有不同的像素分辨率,选择25 μm 的槽口,像素分辨率吧为7.4像素

[0063] 再计算光分辨率:光分辨率 = 色散*像素分辨率

[0064] S3:对光纤进行预处理,对光纤的包层进行抛磨;

[0065] S4:然后在光纤的外壁进行敷设金薄膜;所述金薄膜的厚度为40nm。

[0066] S5:再在金薄膜的外壁进行敷设黑磷薄膜;

[0067] S6:在黑磷薄膜的外壁进行敷设钛酸钡薄膜;

[0068] S7:在钛酸钡薄膜的外壁进行敷设石墨烯薄膜;所述黑磷薄膜、钛酸钡薄膜、石墨烯薄膜的厚度为20nm。

[0069] S8:然后进行对该光纤进行光照,通过光电检测器进行对其检测,从而确定检测数值。

[0070] 需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个引用结构”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

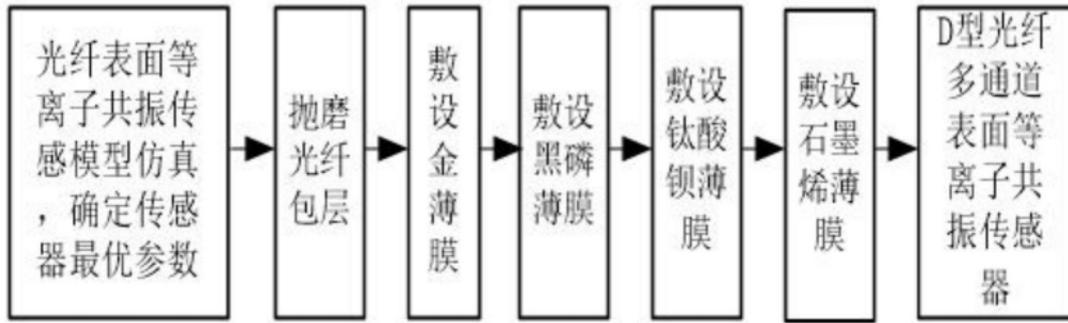


图1