

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2016 年 8 月 11 日 (11.08.2016)



(10) 国际公布号
WO 2016/123836 A1

- (51) 国际专利分类号:
G01N 21/25 (2006.01) G01N 27/04 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2015/073832
- (22) 国际申请日: 2015 年 3 月 7 日 (07.03.2015)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201510064102.4 2015 年 2 月 6 日 (06.02.2015) CN
- (71) 申请人: 深圳市前海安测信息技术有限公司 (ANYCHECK INFORMATION TECHNOLOGIES CO. LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山科技园南区高新南七道数字技术园 B1 栋 3 层 3B, Guangdong 518063 (CN)。 深圳市易特科信息技术有限公司 (E-TECHNO INFORMATION TECHNOLOGIES CO.,LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳南山科技园南区高新南七道数字技术园 B1 栋 3 层 3B, Guangdong 518048 (CN)。 深圳市贝沃德克生物技术研究院有

限公司 (BIO-TECH ACADEMY(CHINA) CO.,LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳南山前海深港合作区前湾一路 1 号 A 栋 201 室 (入驻深圳市前海商务秘书有限公司), Guangdong 518063 (CN)。

- (72) 发明人: 张贯京 (ZHANG, Guanjing); 中国广东省深圳南山科技园高新南七道数字技术园 B1 栋 3 层 3B, Guangdong 518057 (CN)。 张俊然 (ZHANG, Junran); 中国广东省深圳南山科技园高新南七道数字技术园 B1 栋 3 层 3B, Guangdong 518057 (CN)。 普拉纽克·克里斯基捏 (PRONYUK, Khrystyna); 中国广东省深圳南山科技园高新南七道数字技术园 B1 栋 3 层 3B, Guangdong 518057 (CN)。 古列莎·艾琳娜 (KULIESH, Olena); 中国广东省深圳南山科技园高新南七道数字技术园 B1 栋 3 层 3B, Guangdong 518057 (CN)。 穆桑特·卢卡 (MUSANTE, Luca); 中国广东省深圳南山科技园高新南七道数字技术园 B1 栋 3 层 3B, Guangdong 518057 (CN)。
- (81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,

[见续页]

(54) Title: DEVICE AND METHOD FOR MEASURING CONCENTRATION OF BIOLOGICAL MARKER BASED ON SPIRAL RESISTOR

(54) 发明名称: 基于螺旋电阻器的生物标志物浓度测量装置和方法

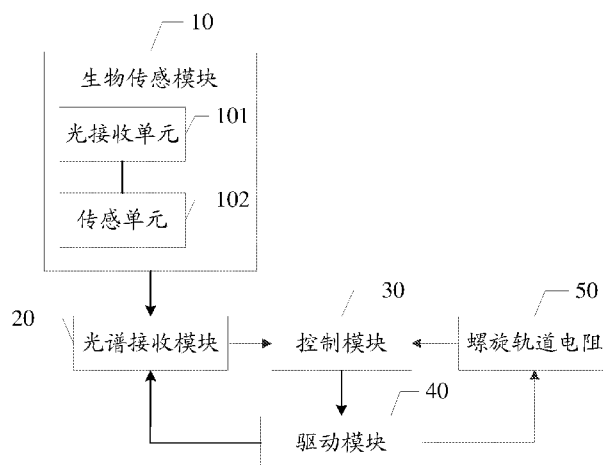


图 1

- 10 Biosensing module
20 Spectrum receiving module
30 Control module
40 Drive module
50 Spiral track resistor
101 Optical receiving unit
102 Sensor unit

(57) Abstract: A device for measuring a concentration of a biological marker based on a spiral resistor, comprising a biosensing module (10), a spectrum receiving module (20), a control module (30), a drive module (40), and a spiral track resistor (50). The biosensing module (10) is configured to receive and reflect a characteristic spectrum signal and combine antigens in the biological marker. The spectrum receiving module (20) is configured to receive the characteristic spectrum signal reflected by an optical receiving unit (101) and transmit the characteristic spectrum signal to the control module (30). The control module (30) is configured to control, according to the characteristic spectrum signal, the drive module (40) to drive a spiral track resistor (50) and the spectrum receiving module (20) to move, determine a displacement offset of a characteristic spectrum according to an output resistance of the spiral track resistor (50), and determine a concentration of the biological marker according to the displacement offset, wherein the spiral track resistor (50) is driven by the drive module (40) to move, and subsequently changes the output resistance of the spiral track resistor (50). Also disclosed is a corresponding measurement method, thus eliminating effects of an interference material and a type of the biological marker, and resulting in an increase in a precision of a concentration measurement of the biological marker.

(57) 摘要:

[见续页]



BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

(84) **指定国** (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ,

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

一种基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置, 包括: 生物传感模块 (10), 用于接收和反射特征光谱信号, 以及结合生物标志物中的抗原; 光谱接收模块 (20), 用于接收光接收单元 (101) 反射的特征光谱信号, 并将特征光谱信号发送至控制模块 (30); 控制模块 (30), 用于根据特征光谱信号控制驱动模块 (40) 带动螺旋轨道电阻 (50) 和光谱接收模块 (20) 运动; 以及, 根据螺旋轨道电阻 (50) 的输出电阻值确定特征光谱的位移偏移量, 并根据位移偏移量确定生物标志物的浓度; 螺旋轨道电阻 (50), 在驱动模块 (40) 的驱动下运动以改变螺旋轨道电阻 (50) 的输出电阻值。还公开了一种相应的测量方法, 避免了生物标志物本身的类型和干扰性物质的影响, 从而提高了对生物标志物的浓度测量的精确度。

基于螺旋电阻器的生物标志物浓度测量装置和方法

[1] 技术领域

[2] 本发明涉及生命健康技术领域，尤其涉及一种基于螺旋电阻器的生物标志物浓度测量装置和方法。

[3] 背景技术

[4] 目前，可变电阻器的应用已经非常广泛，例如可以改变信号发生器的特性、使灯光变暗、启动电动机或控制它的转速等。在精密控制和精密测量领域，现有的可变电阻器很难满足其精度的需求；而对于生物标志物的浓度的测量，通常所采用的方法是光度测量法，通过在体外将人体的体液标本的分量与一种或多种检验试剂混合，多次确定被分析物的浓度，由此引发生物化学反应，这使得被测物的光学特性发生可测的变化，光度测量法检查并利用光流穿过吸光性的和/或散光性的媒介时发生的减弱，然而，这种测量方法由于受样本本身的类型和其可能包含的干扰性物质的影响，导致在测量时易发生系统错误，使得对生物标志物的浓度的测量结果不够准确。

[5] 发明内容

[6] 本发明的主要目的在于提供一种基于螺旋电阻器的生物标志物浓度测量装置和方法，能够提高对生物标志物的浓度测量的精确度。

[7] 为实现上述目的，本发明提供了一种基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置，所述基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置包括生物传感模块、光谱接收模块、控制模块、驱动模块和螺旋轨道电阻：

[8] 所述生物传感模块包括光接收单元和传感单元；所述光接收单元用于接收和反射特征光谱信号，所述传感单元用于结合生物标志物中的抗原；

[9] 所述光谱接收模块，与所述控制模块和驱动模块连接，用于接收所述光接收单元反射的特征光谱信号，并将所述特征光谱信号发送至所述控制模块；

[10] 所述控制模块，与所述驱动模块电连接，用于根据所述特征光谱信号生成控制信号以控制所述驱动模块带动所述螺旋轨道电阻和所述光谱接收模块运动；以

及, 根据所述螺旋轨道电阻的输出电阻值确定所述特征光谱的位移偏移量, 并根据所述位移偏移量确定所述生物标志物的浓度;

- [11] 所述螺旋轨道电阻, 与所述驱动模块电连接, 在所述驱动模块的驱动下运动以改变所述螺旋轨道电阻的输出电阻值。
- [12] 优选地, 所述螺旋轨道电阻包括电阻本体、电阻配合体和电阻指针:
- [13] 所述电阻本体表面设置有第一螺纹; 所述电阻配合体套设在所述电阻本体上, 所述电阻配合体设置有与所述第一螺纹适配的第二螺纹; 所述电阻指针的第一端固定于所述电阻配合体上, 所述电阻指针的第二端与所述第一螺纹的表面接触;
- [14] 所述电阻本体与所述驱动模块连接, 在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动, 所述电阻配合体带动所述电阻指针沿所述第一螺纹的表面移动, 以改变所述螺旋轨道电阻的输出电阻值;
- [15] 所述光谱接收模块与所述电阻配合体连接, 所述电阻本体在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动, 以带动所述光谱接收模块运动。
- [16] 优选地, 所述传感单元包括设置在所述光接收单元上的金属膜层, 以及设置在所述金属膜层上的抗体层, 该抗体层用于结合生物标志物中的抗原。
- [17] 优选地, 所述螺旋轨道电阻包括电阻本体、电阻配合体和电阻指针:
- [18] 所述电阻本体表面设置有第一螺纹; 所述电阻配合体套设在所述电阻本体上, 所述电阻配合体设置有与所述第一螺纹适配的第二螺纹; 所述电阻指针的第一端固定于所述电阻配合体上, 所述电阻指针的第二端与所述第一螺纹的表面接触;
- [19] 所述电阻本体与所述驱动模块连接, 在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动, 所述电阻配合体带动所述电阻指针沿所述第一螺纹的表面移动, 以改变所述螺旋轨道电阻的输出电阻值;
- [20] 所述光谱接收模块与所述电阻配合体连接, 所述电阻本体在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动, 以带动所述光谱接收模块运动。
- [21] 优选地, 所述控制模块具体用于:
- [22] 获取所述特征光谱的初始位置值及对应的初始电阻值, 根据螺旋轨道电阻的输

出电阻值与特征光谱的位置值的对应关系，确定所述特征光谱的当前位置值；

[23] 根据所述特征光谱的当前位置值以及特征光谱的初始位置值，确定所述特征光谱的位移偏移量；

[24] 根据所述特征光谱的位移偏移量与生物标志物浓度的对应关系，确定所述生物标志物的浓度。

[25] 优选地，所述螺旋轨道电阻包括电阻本体、电阻配合体和电阻指针：

[26] 所述电阻本体表面设置有第一螺纹；所述电阻配合体套设在所述电阻本体上，所述电阻配合体设置有与所述第一螺纹适配的第二螺纹；所述电阻指针的第一端固定于所述电阻配合体上，所述电阻指针的第二端与所述第一螺纹的表面接触；

[27] 所述电阻本体与所述驱动模块连接，在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动，所述电阻配合体带动所述电阻指针沿所述第一螺纹的表面移动，以改变所述螺旋轨道电阻的输出电阻值；

[28] 所述光谱接收模块与所述电阻配合体连接，所述电阻本体在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动，以带动所述光谱接收模块运动。

[29] 优选地，所述基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置还包括聚光模块，所述聚光模块设置于所述光谱接收模块的前端，用于聚集所述特征光谱信号。

[30] 优选地，所述螺旋轨道电阻包括电阻本体、电阻配合体和电阻指针：

[31] 所述电阻本体表面设置有第一螺纹；所述电阻配合体套设在所述电阻本体上，所述电阻配合体设置有与所述第一螺纹适配的第二螺纹；所述电阻指针的第一端固定于所述电阻配合体上，所述电阻指针的第二端与所述第一螺纹的表面接触；

[32] 所述电阻本体与所述驱动模块连接，在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动，所述电阻配合体带动所述电阻指针沿所述第一螺纹的表面移动，以改变所述螺旋轨道电阻的输出电阻值；

[33] 所述光谱接收模块与所述电阻配合体连接，所述电阻本体在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动，以带动所述光谱接收模块运动。

[34] 优选地，所述基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置还包括与所述驱动

模块连接的减速模块，所述减速模块用于减小所述驱动模块转动的转速。

[35] 优选地，所述基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置还包括信号处理模块，所述螺旋轨道电阻的输出端与所述信号处理模块的输入端电连接，所述信号处理模块的输出端与所述控制模块电连接，所述信号处理模块用于对所述输出电阻值进行信号转换、信号放大和A/D转换。

[36] 此外，为实现上述目的，本发明还提供一种基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置的浓度测量方法，所述浓度测量方法包括如下步骤：

[37] 生物传感模块的光接收单元接收光源发射的特征光谱信号，并将经传感单元的抗体层与生物标志物中的抗原结合后的所述特征光谱信号反射至光谱接收模块；

[38] 光谱接收模块接收所述特征光谱信号，并将所述特征光谱信号发送至控制模块；

[39] 控制模块根据所述特征光谱信号控制驱动模块带动光谱接收模块和螺旋轨道电阻运动；

[40] 在驱动模块停止时，控制模块根据所述螺旋轨道电阻的输出电阻值确定所述特征光谱的位移偏移量，并根据所述位移偏移量确定所述生物标志物的浓度。

[41] 优选地，所述基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法还包括步骤：

[42] 信号转换模块对螺旋轨道电阻的输出电阻值进行信号转换、信号放大和A/D转换。

[43] 优选地，所述在驱动模块停止时，控制模块根据所述螺旋轨道电阻的输出电阻值确定所述特征光谱的位移偏移量，并根据所述位移偏移量确定所述生物标志物的浓度的步骤包括：

[44] 控制模块获取所述特征光谱的初始位置值及对应的初始电阻值，根据螺旋轨道电阻的输出电阻值与特征光谱的位置值的对应关系，确定所述特征光谱的当前位置值；

[45] 控制模块根据所述特征光谱的当前位置值以及特征光谱的初始位置值，确定所述特征光谱的位移偏移量；

[46] 控制模块根据所述特征光谱的位移偏移量与生物标志物浓度的对应关系，确定

所述生物标志物的浓度。

[47] 优选地，所述基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法还包括步骤：

[48] 信号转换模块对螺旋轨道电阻的输出电阻值进行信号转换、信号放大和A/D转换。

[49] 本发明通过生物传感模块的光接收单元接收入射光，传感单元结合生物标志物中的抗原，光接收单元将反射光反射至光谱接收模块，在控制模块的控制下，驱动模块驱动光谱接收模块运动以确定特征光谱的最终位置，以及驱动螺旋轨道电阻运动以改变输出电阻；在确定了特征光谱的最终位置后，控制模块根据螺旋轨道电阻的输出电阻值确定特征光谱的位移偏移量，并根据位移偏移量确定生物标志物的浓度。根据螺旋轨道电阻的输出电阻值与生物标志物的浓度的对应关系确定生物标志物的浓度，避免了生物标志物本身的类型和干扰性物质的影响，从而提高了对生物标志物的浓度测量的精确度。

[50] 附图说明

[51] 图1为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置第一实施例的结构示意图；

[52] 图2为图1中生物传感模块的结构示意图；

[53] 图3为图1中螺旋轨道电阻的结构示意图；

[54] 图4为图3中螺旋轨道电阻的电阻本体和电阻配合体配合的优选实施方式的结构示意图；

[55] 图5为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置第一实施例的优选实施方式的结构示意图；

[56] 图6为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置第二实施例的结构示意图；

[57] 图7为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置第三实施例的结构示意图；

[58] 图8为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置第四实施例的结构示意图；

[59] 图9为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法第一实施例的流程

示意图;

[60] 图10为图9中S40的细化流程示意图;

[61] 图11为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法第二实施例的流程示意图。

[62] 本发明目的的实现、功能特点及优点将结合实施例, 参照附图做进一步说明。

[63] 具体实施方式

[64] 应当理解, 此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明, 并不用于限定本发明。

[65] 本发明提供一种基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置, 通过螺旋轨道电阻的输出电阻值、输出电阻值与特征光谱信号的位置的对应关系, 以及特征光谱的位移偏移量与生物标志物的浓度的对应关系, 确定生物标志物的浓度, 以提高对生物标志物的浓度测量的精确度。

[66] 参照图1, 图1为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置第一实施例的结构示意图。

[67] 在一实施例中, 如图1所示, 基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置包括生物传感模块10、光谱接收模块20、控制模块30、驱动模块40和螺旋轨道电阻50, 其中:

[68] 生物传感模块10包括光接收单元101和传感单元102; 光接收单元101用于接收和反射特征光谱信号, 传感单元102用于结合生物标志物中的抗原;

[69] 光谱接收模块20, 与控制模块30和驱动模块40连接, 用于接收光接收单元101反射的特征光谱信号, 并将特征光谱信号发送至控制模块30;

[70] 控制模块30, 与驱动模块40电连接, 用于根据特征光谱信号生成控制信号以控制驱动模块40带动螺旋轨道电阻50和光谱接收模块20运动; 以及, 根据螺旋轨道电阻50的输出电阻值确定特征光谱的位移偏移量, 并根据位移偏移量确定生物标志物的浓度;

[71] 螺旋轨道电阻50, 与驱动模块40电连接, 在驱动模块40的驱动下运动以改变螺旋轨道电阻50的输出电阻值。

[72] 进一步参照图2, 图2为图1中生物传感模块的结构示意图。本实施例中, 生物

传感模块10采用SPR（Surface Plasmon Resonance，表面等离子共振技术）生物传感器，如图2所示，生物传感模块10包括光接收单元101和传感单元102，通过光接收单元101接收来自光源的特定波长的入射光，该光接收单元101为棱镜；传感单元102用于结合生物标志物中的抗原，入射光经光接收单元101接收后经过传感单元102，经传感单元102吸收后会发生一定程度的衰减，衰减后的入射光会反射出去，如生物标志物中的抗原与传感单元102结合，则会引起表面物质质量改变，反射光会发生偏移。具体地，传感单元102包括设置在光接收单元101上的金属膜层1021，以及设置在金属膜层1021上的抗体层1022，该抗体层1022用于结合生物标志物中的抗原，金属膜层1021通常采用银膜或金膜，抗体层1022为能够与生物标志物中的各种类型的抗原结合的抗体，当液体中的生物标志物流经抗体层1022时，会与其上的相应抗体结合发生生物化学反应。

[73] 光谱接收模块20设置为光电二极管，该光电二极管能够接收生物传感模块10所反射的特征光谱信号并将其转化为电信号，将转化后的电信号发送至控制模块30；在初始状态下，光谱接收模块20设置于特征光谱的初始位置，即生物标志物中的抗原未结合时反射光所在的位置，且在优选情况下，光谱接收模块20的中心位置与特征光谱的初始位置的中心位置重合，刚好接收到全部的特征光谱信号。在一个实施例中，假设特征光谱信号与周围光谱信号相比为弱信号，则此时，光谱接收模块20接收到的特征光谱信号大小最小。本实施例中，为了提高系统测量的分辨率，光谱接收模块20的中间单元入射孔径为纳米级，如果光谱接收模块20的中间单元在某一点接收的红外光的最低值为奇数个位点，则认为特征光谱的位置在奇数的中心点位置；如果光谱接收模块20的中间单元在某一点接收的红外光的最低值为偶数个位点，则认为特征光谱的位置在位于偶数个位点的中间两个点位置。光谱接收模块20与驱动模块40连接，可在驱动模块40的驱动下，动态的接收特征光谱。

[74] 驱动模块40用于驱动螺旋轨道电阻50运动，该驱动模块40可选择为电机，本实施例中优选为步进电机，该步进电机的步长越小，测量精度越高。在设计时应综合考虑系统测量精度的要求。在本实施例中，可选择步进电机的步长为0.5°或0.75°，以保证对微小的被测对象的尺寸的精密测量。

- [75] 当入射光经过光接收单元101接收，并经传感单元102吸收后反射至光谱接收模块20，当光谱接收模块20位于初始位置时，对应螺旋轨道电阻50的输出电阻值也为初始电阻值。随着特征光谱因待测物的变化而移动，光谱接收模块20接收到的特征光谱信号的大小会发生改变，当控制模块30判断出该特征光谱信号的大小超过预设范围时，生成相应控制信号，以控制驱动模块40驱动光谱接收模块20运动，直到光谱接收模块20接收到的特征光谱信号的大小在预设范围内，即检测到特征光谱信号移动到最终位置，该位置为特征光谱信号的当前位置值。同时，驱动模块40驱动螺旋轨道电阻50运动以改变螺旋轨道电阻50的输出电阻值，当特征光谱信号移动到最终位置时，螺旋轨道电阻50停止运动，此时螺旋轨道电阻50的当前的输出电阻值对应于特征光谱信号的当前位置值。控制模块30根据螺旋轨道电阻50的输出电阻值，以及输出电阻值与特征光谱信号的位置的对应关系，确定特征光谱信号的当前位置值，并进一步确定特征光谱的位移偏移量，然后根据特征光谱的位移偏移量与生物标志物的浓度的对应关系，确定生物标志物的浓度。
- [76] 具体地，在检测到特征光谱信号移动到最终位置时，控制模块30获取特征光谱的初始位置值及对应的初始电阻值，根据螺旋轨道电阻50的输出电阻值与特征光谱的位置值的对应关系，该对应关系为一线性关系，由于螺旋轨道电阻50的当前的输出电阻值是已知的，因而可确定特征光谱的当前位置值，根据特征光谱的当前位置值以及特征光谱的初始位置值之间的距离，可确定特征光谱的位移偏移量；然后，根据特征光谱的位移偏移量与生物标志物浓度的对应关系，该对应关系也为一线性关系，由此便可确定生物标志物的浓度。
- [77] 本实施例通过生物传感模块10的光接收单元101接收入射光，传感单元102结合生物标志物中的抗原，光接收单元101将反射光反射至光谱接收模块20，在控制模块30的控制下，驱动模块40驱动光谱接收模块20运动以确定特征光谱的最终位置，以及驱动螺旋轨道电阻50运动以改变输出电阻；在确定了特征光谱的最终位置后，控制模块30根据螺旋轨道电阻50的输出电阻值确定特征光谱的位移偏移量，并根据位移偏移量确定生物标志物的浓度。根据螺旋轨道电阻50的输出电阻值与生物标志物的浓度的对应关系确定生物标志物的浓度，避免了生物

标志物本身的类型和干扰性物质的影响，从而提高了对生物标志物的浓度测量的精确度。

[78] 参照图3和图4，图3为图1中螺旋轨道电阻的结构示意图；图4为图3中螺旋轨道电阻的电阻本体和电阻配合体配合的优选实施方式的结构示意图。

[79] 螺旋轨道电阻50包括电阻本体501、电阻配合体502和电阻指针503，其中：

[80] 电阻本体501表面设置有第一螺纹5011；电阻配合体502套设在电阻本体501上，电阻配合体502设置有与第一螺纹5011适配的第二螺纹5021；电阻指针503的第一端5031固定于电阻配合体502上，电阻指针503的第二端5032与第一螺纹5011的表面接触。

[81] 电阻本体501和电阻配合体502相互配合，电阻配合体502套设在电阻本体501上，电阻本体501设置为螺杆结构，电阻本体501表面设置有第一螺纹5011，电阻配合体502设置为螺帽结构，电阻配合体502的内表面设置有与第一螺纹5011适配的第二螺纹5021，第一螺纹5011与第二螺纹5021啮合；电阻指针503的第一端5031与电阻本体501的第一螺纹5011的表面接触，电阻指针503的第二端5032固定于电阻配合体502上，具体可设置在第二螺纹5021上。

[82] 进一步参照图5，图5为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置第一实施例的优选实施方式的结构示意图。

[83] 在本发明一优选实施例中，电阻本体501与驱动模块40连接，螺旋轨道电阻50工作时，通过驱动模块40驱动电阻本体501转动，电阻本体501的转动可带动电阻配合体502沿水平方向移动，从而带动电阻指针503沿第一螺纹5011的表面移动，以改变螺旋轨道电阻50的输出电阻值。在本发明的其他实施例中，还可将电阻配合体502与驱动模块40连接，螺旋轨道电阻50工作时，通过驱动模块40直接驱动电阻配合体502转动并沿水平方向移动，以带动电阻本体501转动，从而带动电阻指针503沿第一螺纹5011的表面移动，以改变螺旋轨道电阻50的输出电阻值。

[84] 如图5所示，在本发明一优选实施例中，光谱接收模块20设置于电阻配合体502上，螺旋轨道电阻50的电阻本体501与驱动模块40机械连接，驱动模块40驱动电阻本体501运动，电阻本体501带动电阻配合体502沿水平方向移动，从而带动光

谱接收模块20运动。

[85] 在螺旋轨道电阻50的电阻本体501和电阻配合体502上设置相互配合的第一螺纹5011和第二螺纹5021，使电阻配合体502带动电阻指针503在电阻沿第一螺纹5011的表面移动，从而改变螺旋轨道电阻50的输出电阻值，对比于现有技术中的电阻指针沿电阻本体直线方向移动，本发明实施例提高了螺旋轨道电阻50的输出电阻值的精度，进一步满足了在精密控制和精密测量领域对系统精度的要求。

[86] 参照图6，图6为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置第二实施例的结构示意图。

[87] 在上述本发明第一实施例的基础上，第二实施例中，基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置还包括：

[88] 聚光模块60，该聚光模块60设置于光谱接收模块20的前端，用于聚集特征光谱信号。

[89] 聚光模块60对特征光谱信号进行聚集，使得散射的特征光谱信号聚拢，以克服特征光谱信号的光线散射和干涉等问题，使测量的特征光谱信号最大量的被光谱接收模块20接收，提高测量系统的精确度。该聚光模块60可以采用聚光镜、凹凸透镜和LED灯杯等具有聚光作用的装置，优选地，聚光模块60与光谱接收模块20集成于一体，与光谱接收模块20一起在驱动模块40的驱动下运动，提高整个过程中光谱接收模块20对特征光谱信号的吸收率，从而提高测量精度。

[90] 参照图7，图7为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置第三实施例的结构示意图。

[91] 在上述本发明第一实施例的基础上，第三实施例中，基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置还包括：

[92] 减速模块70，该减速模块70与驱动模块40连接，用于减小驱动模块40转动的转速。

[93] 本实施例中，减速模块70可设置在驱动模块40的输出端，可为一级或多级减速器；在驱动模块40工作时，通过减速模块70降低驱动模块40的转速，从而减小驱动模块40的转矩，使得测量精度提高，从而满足对测量精度要求更高的测量系统的测量需求。

- [94] 参照图8，图8为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置第四实施例的结构示意图。
- [95] 在上述本发明第一实施例的基础上，第四实施例中，基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置还包括：
- [96] 信号处理模块80，螺旋轨道电阻50的输出端与信号处理模块80的输入端电连接，信号处理模块80的输出端与控制模块30电连接，信号处理模块80用于对螺旋轨道电阻50的输出电阻值进行信号转换、信号放大和A/D转换。
- [97] 本实施例中，信号处理模块80具体包括电阻电压信号转换单元、信号放大单元以及A/D转换单元：电阻电压信号转换单元用于将螺旋轨道电阻50的输出电阻值转换为对应的电压值；信号放大单元用于对转换后的电压值进行放大，放大倍数决定了整个系统的精度，信号放大单元中放大器的放大倍数要500倍以上，设计为多级滤波及放大，本实施例中采用的放大器线性区间为0.7v~3.6v；A/D转换单元采用数模转换器，用于对放大后的电压值进行模数转化，其中数模转换器的位数越高，测量精度越高，本实施例选用24位的数模转换器。具体的电路连接关系，本领域技术人员通过对本部分的描述，再结合所掌握的电路知识即可得出，在此不赘述。
- [98] 本发明还提供一种基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法。
- [99] 参照图9，图9为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法第一实施例的流程示意图。
- [100] 在一实施例中，基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法包括：
- [101] 步骤S10，生物传感模块的光接收单元接收光源发射的特征光谱信号，并将经传感单元的抗体层与生物标志物中的抗原结合后的特征光谱信号反射至光谱接收模块；
- [102] 步骤S20，光谱接收模块接收特征光谱信号，并将特征光谱信号发送至控制模块；
- [103] 步骤S30，控制模块根据特征光谱信号控制驱动模块带动光谱接收模块和螺旋轨道电阻运动；
- [104] 步骤S40，在驱动模块停止时，控制模块根据螺旋轨道电阻的输出电阻值确定

特征光谱的位移偏移量，并根据位移偏移量确定生物标志物的浓度。

[105] 本实施例中，生物传感模块采用SPR（Surface Plasmon Resonance，表面等离子共振技术）生物传感器，生物传感模块包括光接收单元和传感单元，通过光接收单元接收来自光源的特定波长的入射光，该光接收单元为棱镜；传感单元用于结合生物标志物中的抗原，入射光经光接收单元接收后经过传感单元，经传感单元吸收后会发生一定程度的衰减，衰减后的入射光会反射出去，如生物标志物中的抗原与传感单元结合，则会引起表面物质质量改变，反射光会发生偏移。具体地，传感单元包括设置在光接收单元上的金属膜层，以及设置在金属膜层上的抗体层，该抗体层用于结合生物标志物中的抗原，金属膜层通常采用银膜或金膜，抗体层为能够与生物标志物中的各种类型的抗原结合的抗体，当液体中的生物标志物流经抗体层时，会与其上的相应抗体结合发生生物化学反应。

[106] 当入射光经过光接收单元接收，并经传感单元吸收后反射至光谱接收模块，当光谱接收模块位于初始位置时，对应螺旋轨道电阻的输出电阻值也为初始电阻值。随着特征光谱因待测物的变化而移动，光谱接收模块接收到的特征光谱信号的大小会发生改变，当控制模块判断出该特征光谱信号的大小超过预设范围时，生成相应控制信号，以控制驱动模块驱动光谱接收模块运动，直到光谱接收模块接收到的特征光谱信号的大小在预设范围内，即检测到特征光谱信号移动到最终位置，该位置为特征光谱信号的当前位置值。同时，驱动模块驱动螺旋轨道电阻运动以改变螺旋轨道电阻的输出电阻值，当特征光谱信号移动到最终位置时，螺旋轨道电阻停止运动，此时螺旋轨道电阻的当前的输出电阻值对应于特征光谱信号的当前位置值。控制模块根据螺旋轨道电阻的输出电阻值，以及输出电阻值与特征光谱信号的位置的对应关系，确定特征光谱信号的当前位置值，并进一步确定特征光谱的位移偏移量，然后根据特征光谱的位移偏移量与生物标志物的浓度的对应关系，确定生物标志物的浓度。

[107] 本实施例通过生物传感模块的光接收单元接收入射光，传感单元结合生物标志物中的抗原，光接收单元将反射光反射至光谱接收模块，在控制模块的控制下，驱动模块驱动光谱接收模块运动以确定特征光谱的最终位置，以及驱动螺旋

轨道电阻运动以改变输出电阻；在确定了特征光谱的最终位置后，控制模块根据螺旋轨道电阻的输出电阻值确定特征光谱的位移偏移量，并根据位移偏移量确定生物标志物的浓度。根据螺旋轨道电阻的输出电阻值与生物标志物的浓度的对应关系确定生物标志物的浓度，避免了生物标志物本身的类型和干扰性物质的影响，从而提高了对生物标志物的浓度测量的精确度。

- [108] 参照图10，图10为图9中S40的细化流程示意图。
- [109] 在上述实施例中，步骤S40具体包括：
- [110] 步骤S401，控制模块获取特征光谱的初始位置值及对应的初始电阻值，根据螺旋轨道电阻的输出电阻值与特征光谱的位置值的对应关系，确定特征光谱的当前位置值；
- [111] 步骤S402，控制模块根据特征光谱的当前位置值以及特征光谱的初始位置值，确定特征光谱的位移偏移量；
- [112] 步骤S403，控制模块根据特征光谱的位移偏移量与生物标志物浓度的对应关系，确定生物标志物的浓度。
- [113] 在检测到特征光谱信号移动到最终位置时，控制模块获取特征光谱的初始位置值及对应的初始电阻值，根据螺旋轨道电阻的输出电阻值与特征光谱的位置值的对应关系，该对应关系为一线性关系，由于螺旋轨道电阻的当前的输出电阻值是已知的，因而可确定特征光谱的当前位置值，根据特征光谱的当前位置值以及特征光谱的初始位置值之间的距离，可确定特征光谱的位移偏移量；然后，根据特征光谱的位移偏移量与生物标志物浓度的对应关系，该对应关系也为一线性关系，由此便可确定生物标志物的浓度。
- [114] 参照图11，图11为本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法第二实施例的流程示意图。
- [115] 基于上述本发明基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法第二实施例，第二实施例中，在执行步骤S40之前，该方法还包括：
- [116] 步骤S50，信号转换模块对螺旋轨道电阻的输出电阻值进行信号转换、信号放大和A/D转换。
- [117] 本实施例中，信号处理模块具体包括电阻电压信号转换单元、信号放大单元以

及A/D转换单元。在螺旋轨道电阻将其输出电阻值输出后，信号处理模块通过其电阻电压信号转换单元将输出电阻值转换为对应的电压值，然后通过信号放大单元对转换后的电压值进行放大，放大倍数决定了整个系统的精度，信号放大单元中放大器的放大倍数要500倍以上，设计为多级滤波及放大，本实施例中采用的放大器线性区间为0.7v~3.6v；放大后的电压值经A/D转换单元进行模数转化，A/D转换单元采用数模转换器，本实施例选用24位的数模转换器，转换后的输出电阻值所对应的数字信号可供控制模块进一步确定被测对象的当前位置值。

[118] 以上仅为本发明的优选实施例，并非因此限制本发明的专利范围，凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换，或直接或间接运用在其他相关的技术领域，均同理包括在本发明的专利保护范围内。

[权利要求 1]

一种基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置，其特征在于，所述基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置包括生物传感模块、光谱接收模块、控制模块、驱动模块和螺旋轨道电阻；所述生物传感模块包括光接收单元和传感单元；所述光接收单元用于接收和反射特征光谱信号，所述传感单元用于结合生物标志物中的抗原；

所述光谱接收模块，与所述控制模块和驱动模块连接，用于接收所述光接收单元反射的特征光谱信号，并将所述特征光谱信号发送至所述控制模块；

所述控制模块，与所述驱动模块电连接，用于根据所述特征光谱信号生成控制信号以控制所述驱动模块带动所述螺旋轨道电阻和所述光谱接收模块运动；以及，根据所述螺旋轨道电阻的输出电阻值确定所述特征光谱的位移偏移量，并根据所述位移偏移量确定所述生物标志物的浓度；

所述螺旋轨道电阻，与所述驱动模块电连接，在所述驱动模块的驱动下运动以改变所述螺旋轨道电阻的输出电阻值。

[权利要求 2]

如权利要求1所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置，其特征在于，所述螺旋轨道电阻包括电阻本体、电阻配合体和电阻指针；

所述电阻本体表面设置有第一螺纹；所述电阻配合体套设在所述电阻本体上，所述电阻配合体设置有与所述第一螺纹适配的第二螺纹；所述电阻指针的第一端固定于所述电阻配合体上，所述电阻指针的第二端与所述第一螺纹的表面接触；

所述电阻本体与所述驱动模块连接，在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动，所述电阻配合体带动所述电阻指针沿所述第一螺纹的表面移动，以改变所述螺旋轨道电阻的输出电阻值；

所述光谱接收模块与所述电阻配合体连接，所述电阻本体在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动，以带动所述光谱接收模块运动。

[权利要求 3] 如权利要求1所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置，其特征在于，所述传感单元包括设置在所述光接收单元上的金属膜层，以及设置在所述金属膜层上的抗体层，该抗体层用于结合生物标志物中的抗原。

[权利要求 4] 如权利要求3所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置，其特征在于，所述螺旋轨道电阻包括电阻本体、电阻配合体和电阻指针：

所述电阻本体表面设置有第一螺纹；所述电阻配合体套设在所述电阻本体上，所述电阻配合体设置有与所述第一螺纹适配的第二螺纹；所述电阻指针的第一端固定于所述电阻配合体上，所述电阻指针的第二端与所述第一螺纹的表面接触；

所述电阻本体与所述驱动模块连接，在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动，所述电阻配合体带动所述电阻指针沿所述第一螺纹的表面移动，以改变所述螺旋轨道电阻的输出电阻值；

所述光谱接收模块与所述电阻配合体连接，所述电阻本体在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动，以带动所述光谱接收模块运动。

[权利要求 5] 如权利要求1所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置，其特征在于，所述控制模块具体用于：

获取所述特征光谱的初始位置值及对应的初始电阻值，根据螺旋轨道电阻的输出电阻值与特征光谱的位置值的对应关系，确定所述特征光谱的当前位置值；

根据所述特征光谱的当前位置值以及特征光谱的初始位置值，确定所述特征光谱的位移偏移量；

根据所述特征光谱的位移偏移量与生物标志物浓度的对应关系，确定所述生物标志物的浓度。

[权利要求 6]

如权利要求5所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置，其特征在于，所述螺旋轨道电阻包括电阻本体、电阻配合体和电阻指针：

所述电阻本体表面设置有第一螺纹；所述电阻配合体套设在所述电阻本体上，所述电阻配合体设置有与所述第一螺纹适配的第二螺纹；所述电阻指针的第一端固定于所述电阻配合体上，所述电阻指针的第二端与所述第一螺纹的表面接触；

所述电阻本体与所述驱动模块连接，在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动，所述电阻配合体带动所述电阻指针沿所述第一螺纹的表面移动，以改变所述螺旋轨道电阻的输出电阻值；

所述光谱接收模块与所述电阻配合体连接，所述电阻本体在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动，以带动所述光谱接收模块运动。

[权利要求 7]

如权利要求1所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置，其特征在于，所述基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置还包括聚光模块，所述聚光模块设置于所述光谱接收模块的前端，用于聚集所述特征光谱信号。

[权利要求 8]

如权利要求7所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置，其特征在于，所述螺旋轨道电阻包括电阻本体、电阻配合体和电阻指针：

所述电阻本体表面设置有第一螺纹；所述电阻配合体套设在所述电阻本体上，所述电阻配合体设置有与所述第一螺纹适配的第二螺纹；所述电阻指针的第一端固定于所述电阻配合体上，所述电阻指针的第二端与所述第一螺纹的表面接触；

所述电阻本体与所述驱动模块连接，在所述驱动模块的驱动下带

动所述电阻配合体运动，所述电阻配合体带动所述电阻指针沿所述第一螺纹的表面移动，以改变所述螺旋轨道电阻的输出电阻值；

所述光谱接收模块与所述电阻配合体连接，所述电阻本体在所述驱动模块的驱动下带动所述电阻配合体运动，以带动所述光谱接收模块运动。

[权利要求 9] 如权利要求1所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置，其特征在于，所述基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置还包括与所述驱动模块连接的减速模块，所述减速模块用于减小所述驱动模块转动的转速。

[权利要求 10] 如权利要求1所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置，其特征在于，所述基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置还包括信号处理模块，所述螺旋轨道电阻的输出端与所述信号处理模块的输入端电连接，所述信号处理模块的输出端与所述控制模块电连接，所述信号处理模块用于对所述输出电阻值进行信号转换、信号放大和A/D转换。

[权利要求 11] 一种使用如权利要求1所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量装置的浓度测量方法，其特征在于，所述浓度测量方法包括如下步骤：

生物传感模块的光接收单元接收光源发射的特征光谱信号，并将经传感单元的抗体层与生物标志物中的抗原结合后的所述特征光谱信号反射至光谱接收模块；

光谱接收模块接收所述特征光谱信号，并将所述特征光谱信号发送至控制模块；

控制模块根据所述特征光谱信号控制驱动模块带动光谱接收模块和螺旋轨道电阻运动；

在驱动模块停止时，控制模块根据所述螺旋轨道电阻的输出电阻值确定所述特征光谱的位移偏移量，并根据所述位移偏移量确定

所述生物标志物的浓度。

[权利要求 12]

如权利要求11所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法，其特征在于，所述基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法还包括步骤：

信号转换模块对螺旋轨道电阻的输出电阻值进行信号转换、信号放大和A/D转换。

[权利要求 13]

如权利要求11所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法，其特征在于，所述在驱动模块停止时，控制模块根据所述螺旋轨道电阻的输出电阻值确定所述特征光谱的位移偏移量，并根据所述位移偏移量确定所述生物标志物的浓度的步骤包括：

控制模块获取所述特征光谱的初始位置值及对应的初始电阻值，根据螺旋轨道电阻的输出电阻值与特征光谱的位置值的对应关系，确定所述特征光谱的当前位置值；

控制模块根据所述特征光谱的当前位置值以及特征光谱的初始位置值，确定所述特征光谱的位移偏移量；

控制模块根据所述特征光谱的位移偏移量与生物标志物浓度的对应关系，确定所述生物标志物的浓度。

[权利要求 14]

如权利要求13所述的基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法，其特征在于，所述基于螺旋电阻器的生物标志物的浓度测量方法还包括步骤：

信号转换模块对螺旋轨道电阻的输出电阻值进行信号转换、信号放大和A/D转换。

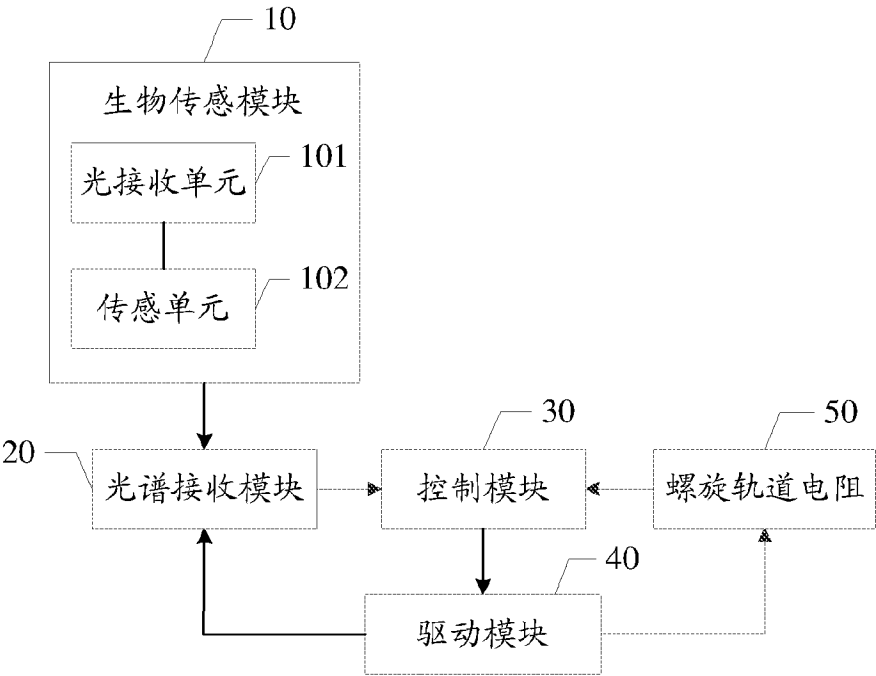


图 1

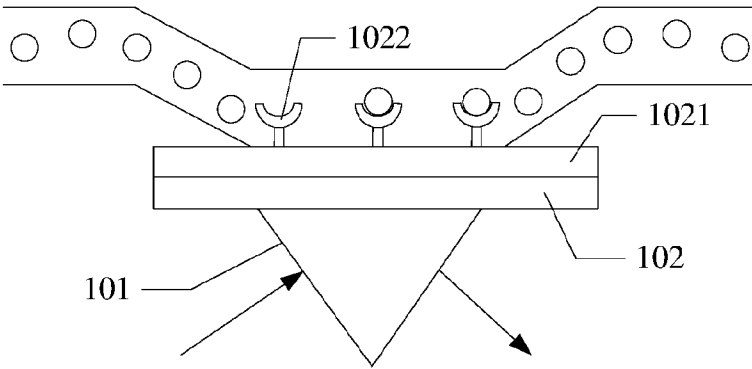


图 2

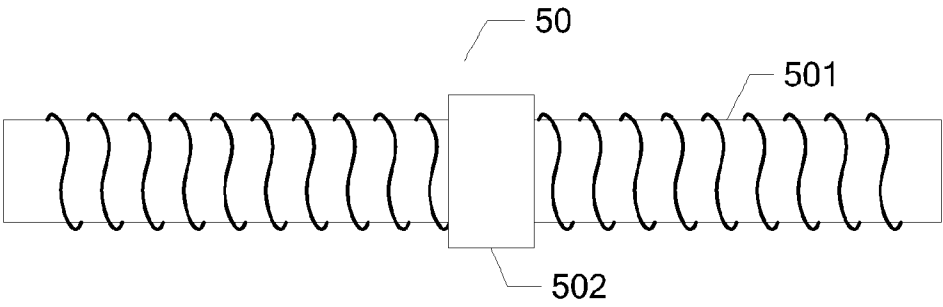


图 3

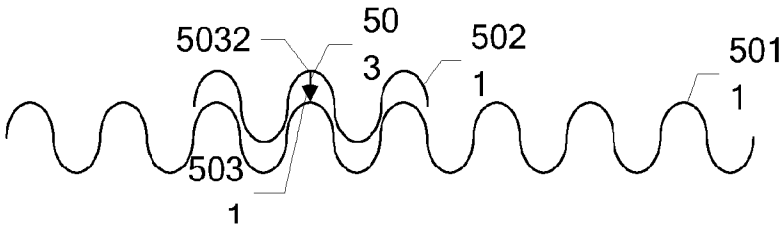


图 4

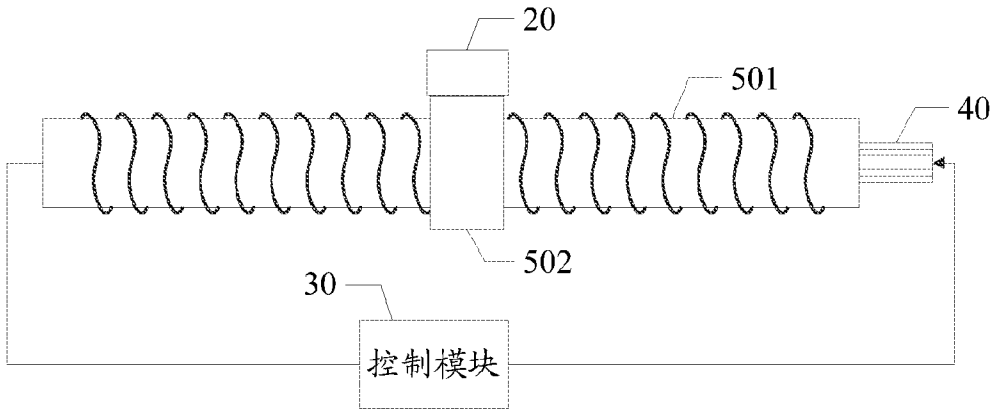


图 5

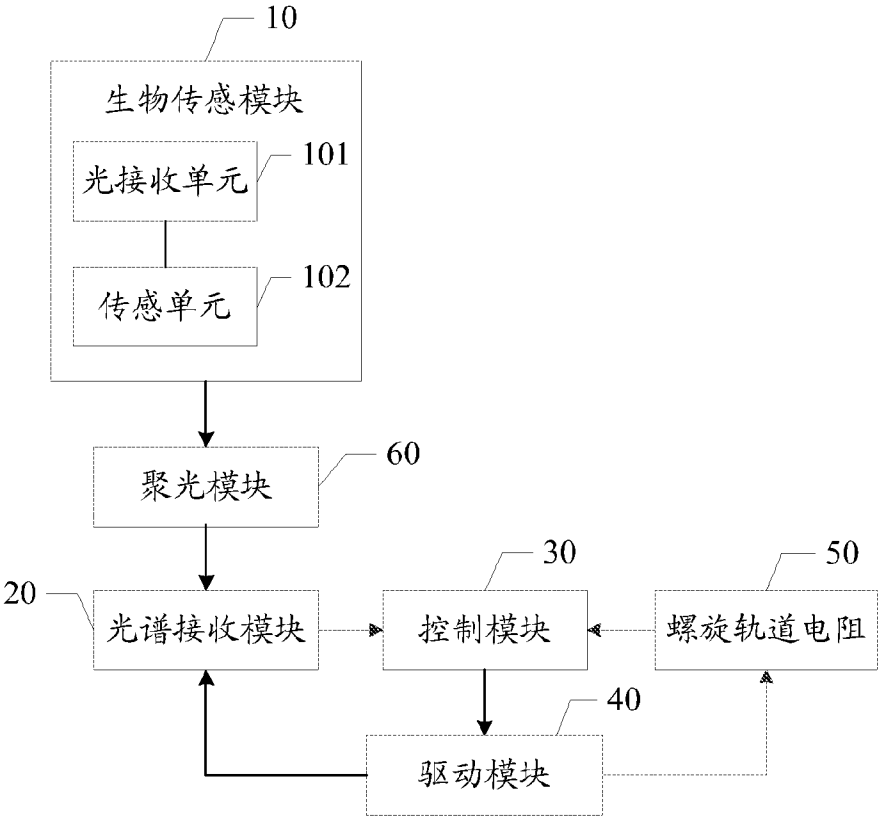


图 6

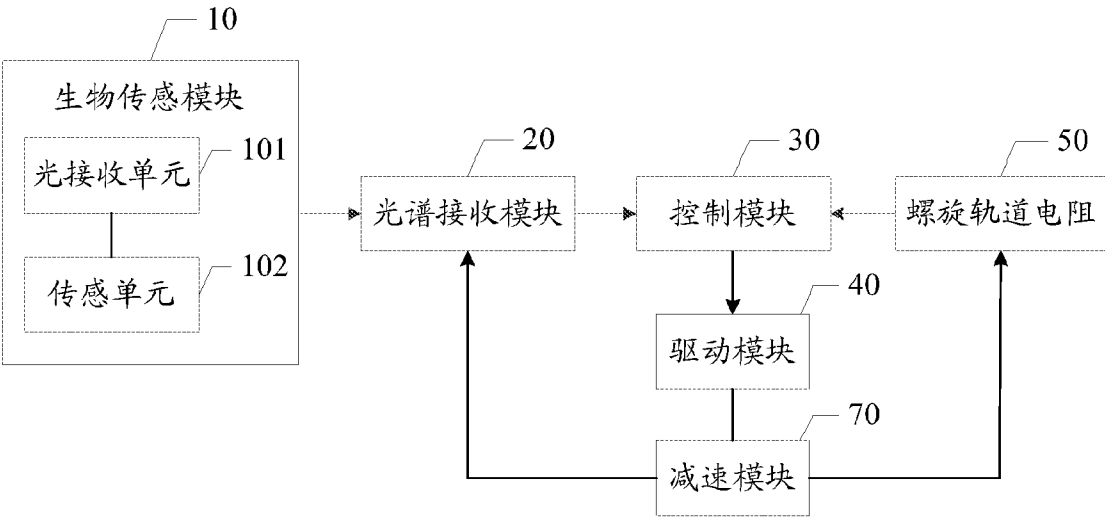


图 7

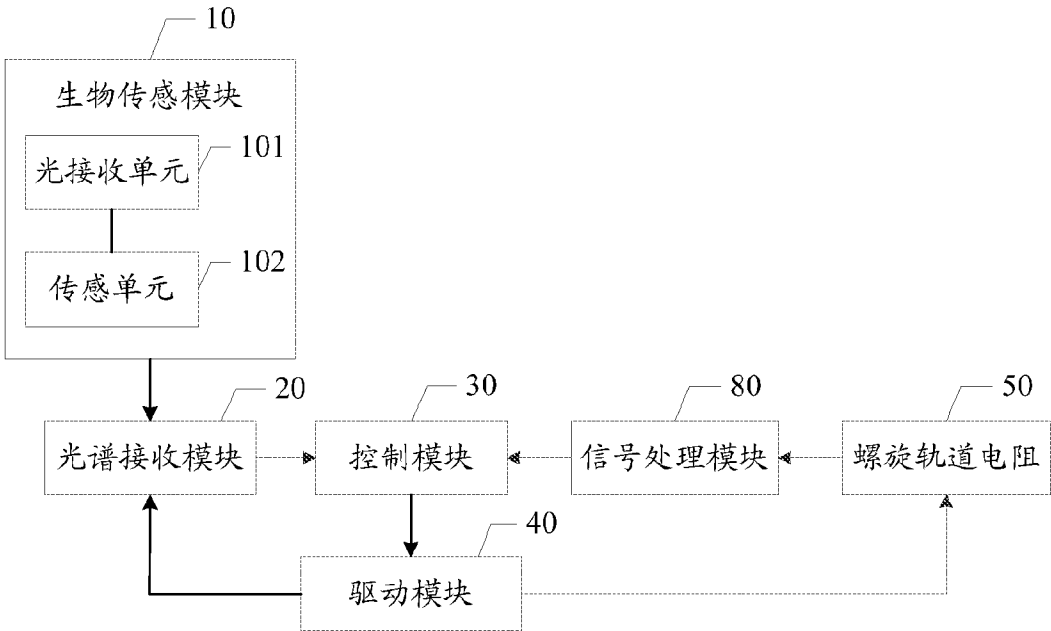


图 8

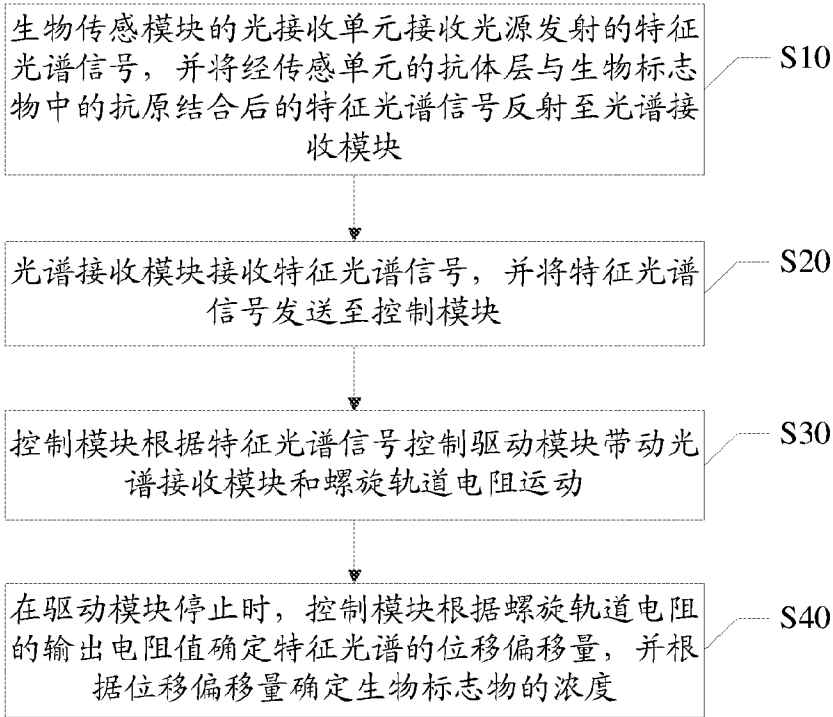


图 9

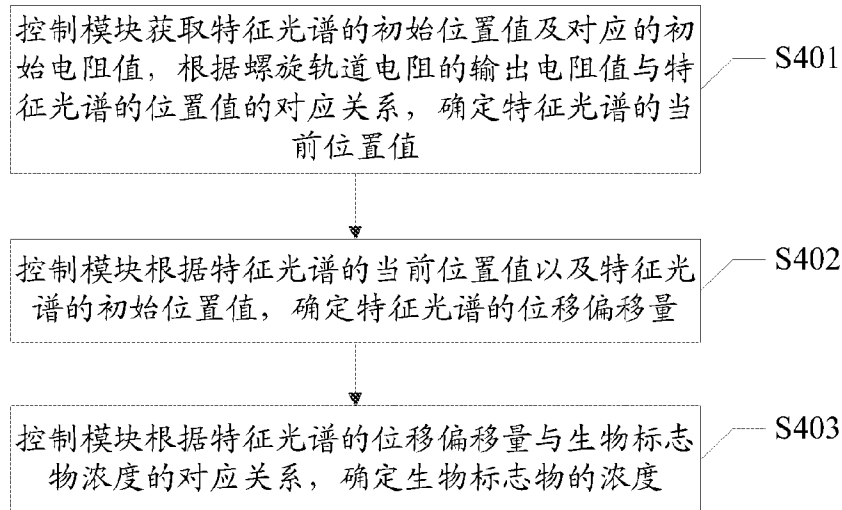


图 10

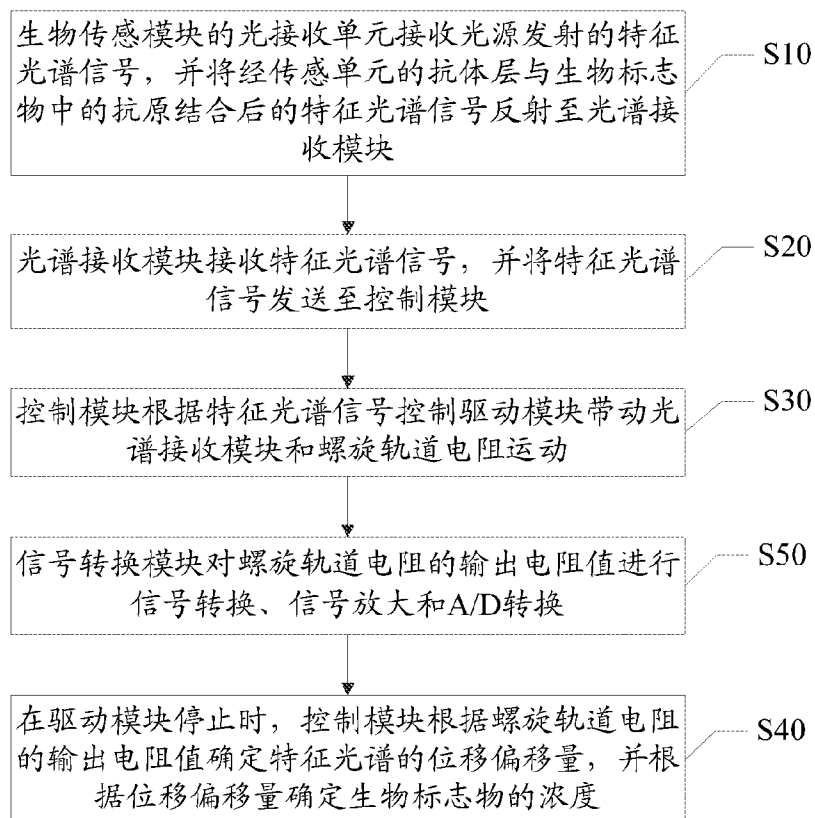


图 11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2015/073832

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N 21/25 (2006.01) i; G01N 27/04 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01N 21/-, G01N 27/-, G01N 33/-

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, WPI, EPODOC, CNKI: concentrat+, spectrum, light, spiral, resistor, resistance, antigen, displacement, bias, mov+

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
E	CN 204374070 U (SHENZHEN E-TECHCO SCIENCE AND TECHNOLOGY CO., LTD. et al.), 03 June 2015 (03.06.2015), description, paragraphs 29-59, and figures 1-7	1-14
A	CN 101819136 A (TIANJIN UNIVERSITY), 01 September 2010 (01.09.2010), description, paragraphs 37-45, and figures 1-2	1-14
A	CN 103604775 A (DANYANG JUCHEN OPTOELECTRONIC TECHNOLOGY CO., LTD.), 26 February 2014 (26.02.2014), the whole document	1-14
A	CN 103115883 A (CHONGQING UNIVERSITY), 22 May 2013 (22.05.2013), the whole document	1-14
A	JP 2000304505 A (TATSUMO KK), 02 November 2000 (02.11.2000), the whole document	1-14

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
10 October 2015 (10.10.2015)

Date of mailing of the international search report
21 October 2015 (21.10.2015)

Name and mailing address of the ISA/CN:
State Intellectual Property Office of the P. R. China
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao
Haidian District, Beijing 100088, China
Facsimile No.: (86-10) 62019451

Authorized officer
SHAO, Wen
Telephone No.: (86-10) 01062413496

International application No.
PCT/CN2015/073832

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 2009)

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2015/073832

A. 主题的分类		
G01N 21/25 (2006.01)i; G01N 27/04 (2006.01)i		
按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类		
B. 检索领域		
检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号)		
G01N21/-, G01N27/-, G01N33/-		
包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献		
在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用))		
CNPAT, WPI, EPODOC, CNKI: 浓度, 光谱, 螺旋, 电阻, 抗原, 位移 or 移动 or 运动, concentrat+, spectrum, light, spiral, resistor, resistance, antigen, displacement, bias, mov+		
C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
E	CN 204374070 U (深圳市易特科信息技术有限公司等) 2015年 6月 3日 (2015 - 06 - 03) 说明书第29-59段及图1-7	1-14
A	CN 101819136 A (天津大学) 2010年 9月 1日 (2010 - 09 - 01) 说明书第37-45段, 附图1-2	1-14
A	CN 103604775 A (丹阳聚辰光电科技有限公司) 2014年 2月 26日 (2014 - 02 - 26) 全文	1-14
A	CN 103115883 A (重庆大学) 2013年 5月 22日 (2013 - 05 - 22) 全文	1-14
A	JP 2000304505 A (TATSUMO KK) 2000年 11月 2日 (2000 - 11 - 02) 全文	1-14
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期		国际检索报告邮寄日期
2015年 10月 10日		2015年 10月 21日
ISA/CN的名称和邮寄地址		受权官员
中华人民共和国国家知识产权局 (ISA/CN) 北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 中国		邵文
传真号 (86-10) 62019451		电话号码 (86-10) 01062413496

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2015/073832

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	204374070	U	2015年 6月 3日	无	
CN	101819136	A	2010年 9月 1日	CN	101819136 B 2011年 11月 16日
CN	103604775	A	2014年 2月 26日	WO	2015000243 A1 2015年 1月 8日
CN	103115883	A	2013年 5月 22日	无	
JP	2000304505	A	2000年 11月 2日	JP	3535415 B2 2004年 6月 7日

表 PCT/ISA/210（同族专利附件）（2009年7月）