

(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
2013年10月3日 (03.10.2013)



(10) 国际公布号
WO 2013/143357 A1

- (51) 国际专利分类号:
G01N 27/30 (2006.01) G01N 27/26 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2013/071119
- (22) 国际申请日: 2013年1月30日 (30.01.2013)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201210095099.9 2012年3月31日 (31.03.2012) CN
- (71) 申请人: 利多(香港)有限公司 (LEADWAY (HK) LIMITED) [CN/CN]; 中国香港特别行政区中环皇后大道中99号中环中心, Hong Kong 999077 (CN)。
- (72) 发明人: 刘涛 (LIU, Tao); 中国浙江省杭州市西湖区天目山路398号古荡科技园, Zhejiang 310023 (CN)。 葛浣溪 (GE, Huanxi); 中国浙江省杭州市西湖区天目山路398号古荡科技园, Zhejiang 310023 (CN)。 王嘉麟 (WANG, Chia-Lin); 美国加利福尼亚州圣地亚哥艾兰大街1025号603单元, California CA 92101 (US)。 叶赞 (YE, Yun); 中国浙江省杭州市西湖区天目山路398号古荡科技园, Zhejiang 310023 (CN)。
- (74) 代理人: 杭州裕阳专利事务所(普通合伙) (HANGZHOU YUYANG PATENT OFFICE(INDIVIDUAL PARTNERSHIP)); 中国浙江省杭州市下城区体育场路105号凯喜雅大厦8层, Zhejiang 310004 (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, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, 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。
- (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, NA, RW, SD, SL, 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,

[见续页]

(54) Title: AUTOMATIC CODING DEVICE, BIOSENSOR WITH SAME AND MANUFACTURING METHOD THEREFOR

(54) 发明名称: 自动编码装置和具有该装置的生物传感器和制造方法

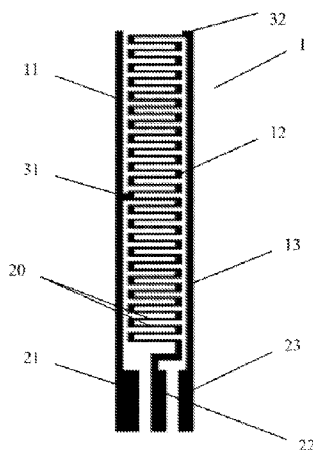


图 1 / FIG. 1

(57) Abstract: Provided is an automatic coding device, which comprises a first electrode, a second electrode and a third electrode. The first electrode and the second electrode are connected through a connection point to make an electrical parameter between the first electrode and the second electrode change according to a parameter which needs to be corrected. Also provided are a method for applying the automatic coding device on various biosensors and manufacturing the automatic coding device. The positions and the quantity of contacts for connecting the automatic coding device of the present invention to a detection system are fixed. Therefore, the connection site on the detection system is effectively used. On the other hand, the automatic coding device of the present invention only needs to change the position of a connection point on an electrode, and thus, different parameter information can be provided, the process is simple and stable, and the human error probability is reduced.

(57) 摘要:

[见续页]



WO 2013/143357 A1



RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

— 关于申请人有权申请并被授予专利(细则 4.17(ii))

根据细则 4.17 的声明:

— 关于发明人身份(细则 4.17(i))

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

本发明提供了一种自动编码装置包括第一电极、第二电极和第三电极，第一电极和第二电极之间通过连接点连接，使得第一电极和第二电极之间的电学参数根据需要校正的参数而变化。本发明还提供了将所述自动编码装置应用到各种生物传感器上以及制造该自动编码装置的方法。本发明的自动编码装置与检测系统连接的触点位置和数量是固定的，因此检测系统上的连接位点被有效的使用。另一方面，本发明的自动编码装置只需要改动连接点在电极上的位置，就能给出不同的参数信息，工艺简单、稳定，减少了人为出错的概率。

自动编码装置和具有该装置的生物传感器和制造方法

技术领域

本发明涉及一种自动编码装置和具有自动编码装置的生物传感器以及制造该自动编码装置的制造方法。

背景技术

近年来,从最初利用临床实验室样本检测,到只需在医生办公室或患者身边即可实现的快速检测,医学保健发生了巨大的变化。一次性酶学生物传感器经常被用于快速检测中。人们利用酶特异性的催化作用,开发出各种类型的生物传感器,例如,用于血糖检测的生物传感器。生物传感器的电化学方法通常采用将阳极和阴极固定在绝缘基板上,反应试剂覆盖在电极上的方法。当加入样品后,样品中的目标物质在酶的催化作用下发生氧化还原反应,而氧或电子传递载体被还原,此时被还原的氧或者电子传递载体因电极电位而被强制氧化释放出电子,引发电子的变化。将这样的电子变化予以定量化来间接地检测出目标物质含量的方法就是电化学测定方法。例如,美国专利 US5120420、US5320732、US5141868 等都揭示了抛弃型的检测血糖的生物传感器。这些传感器由碾压在一起的两个塑料片组成。这种构造所形成的排气毛细管通道能够将样品引入到内部的反应区域。样品与生物传感器上的酶层和电极接触并发生反应,检测仪器采集到生物传感器上给出的反应信号,对样品中的被分析物进行检测。

随着技术的发展,仅用一台检测仪器就可以完成不同类型的生物传感器的测定。因此为了正确的进行检测,检测仪器必须判断出当前使用的生物传感器是执行哪种类型的检测。另外,在生产过程中,每个批次间的生物传感器会存在一些差异,检测仪器必须对生物传感器的这些批次差异做出判断。

美国专利 US5366609 使用了一种可以插拔的储存钥匙。首先将检测类型信息或批间差的信息等校正信息储存到该储存钥匙中,使用时将该钥匙插入到检测仪器中,检测仪器读取钥匙中的信息后,对生物传感器给的信号做出相应的校正并最终给出检测结果。每一个储存钥匙仅仅对应一个批次的生物传感器,这就要求用户在使用时,确认当前在使用的生物传感器的批号与相应的储存钥匙批号是否相符。这种校正信息与生物传感器分开的设计,存在以下不足:1)使用者在使用生物传感器进行检测时,需要进行两步操作,即插入储存钥匙和插入生物传感器两步,因此使用起来非常不方便。2)因为要人为的事先插入一个储存钥匙,这会存在操作者遗忘该步骤的可能。

针对上述不足之处，美国专利 US7415285 公开了将校正信息整合到生物传感器上，以实现只需一步操作就能完成校正和测试的功能。该生物传感器包括工作电极、参考电极和用于校正批间差的比较电极。通过电极的不同的厚度或图形来调整电极电阻值，不同的电阻值对应不同的参数信息。但是电极的厚度和图形等在生产过程中会发生偏差，比较难以获得电极均匀的电阻绝对值。这样会引起同一批次间的不同生物传感器校正信息存在差异，造成检测结果不准确。

美国专利申请 US20100170791A1 公开了一种生物传感器，该传感器包括记录该生物传感器的参数信息的电极。所述电极具有电极图案和根据所述参数信息形成在其上的多个触点，且所述参数信息是基于多个触点之间的电阻比率。该美国专利申请克服了较难在生产过程中获得具有均匀电阻值的电极的缺点。但是该发明存在以下不足：当需要存储大量的校正信息时，生物传感器上就需要有多个触点来完成判断任务，这会使检测仪器也相应的增加连接点，使得检测仪器的兼容性不够。当检测仪器的连接点数量少于生物传感器的触点，则检测仪器无法正常工作。当检测仪器的连接点数量多于生物传感器的触点，则多余的连接点就会被闲置，既占空间，也增加了产品的成本。

发明内容

为了克服上述缺陷，本发明提供了一种自动编码装置、一种具有自动编码装置的生物传感器和自动编码装置的制造方法。

技术方案 1：一种自动编码装置，包括绝缘性底板和位于绝缘性底板上的电极系统，该电极系统包括有第一电极（11）、第二电极（12）和第三电极（13），其中第一电极（11）、第二电极（12）和第三电极（13）分别包括有与检测仪电连接的第一触点（21）、第二触点（22）和第三触点（23），其特征在于，第一电极（11）与第二电极（12）可选择性地电连接于第一连接点（31），第二电极（12）与第三电极（13）可选择性地电连接于第二连接点（32），第一触点（21）、第一连接点（31）和第二触点（22）之间的回路对应于电学参数 R1，第二触点（22）、第二连接点（32）和第三触点（23）之间的回路对应于电学参数 R2，第一触点（21）、第一连接点（31）、第二连接点（32）和第三触点（23）之间的回路对应于电学参数 R3，然后根据如下公式之一得到一组编码：

$$S1 = K1 * \frac{R1}{R2} \quad \text{或者} \quad S2 = K2 * \frac{R3}{R2} \quad \text{或者} \quad S3 = K3 * \frac{R1}{R3}$$

其中，K1、K2、K3 分别为修正系数。

技术方案 2：根据技术方案 1 所述的自动编码装置，其特征在于：至少第二电极包

括蜿蜒迂回的蛇形结构。

技术方案 3: 根据技术方案 2 所述的自动编码装置, 其特征在于: 至少第二电极包括若干个蛇形单元, 每个蛇形单元的电学参数大致相同。

技术方案 4: 根据技术方案 3 所述的自动编码装置, 其特征在于: 根据第一触点(21)、第一连接点(31)和第二触点(22)之间的回路和第一触点(21)、第一连接点(31)、第二连接点(32)和第三触点(23)之间的回路所分别包含的蛇形单元数量来确定其所对应的编码。

技术方案 5: 根据技术方案 1 所述的自动编码装置, 其特征在于: 还包括有第四电极(14), 第四电极(14)藉由第三连接点(33)与第二电极电连接, 第三连接点(33)的不同位置分别对应于一组编码。

技术方案 6: 一种生物传感器, 包括绝缘性底板和位于绝缘性底板上的一个工作电极(41)和一个对电极(42), 至少在工作电极(41)和对电极(42)之一上设有反应试剂层, 其特征在于: 该生物传感器还包括一种自动编码装置, 该自动编码装置包括位于所述绝缘性底板上的电极系统, 该电极系统包括有第一电极(11)、第二电极(12)和第三电极(13), 其中第一电极(11)、第二电极(12)和第三电极(13)分别包括有与检测仪电连接的第一触点(21)、第二触点(22)和第三触点(23), 第一电极(11)与第二电极(12)可选择性地电连接于第一连接点(31), 第二电极(12)与第三电极(13)可选择性地电连接于第二连接点(32), 第一触点(21)、第一连接点(31)和第二触点(22)之间的回路对应于电学参数 R1, 第二触点(22)、第二连接点(32)和第三触点(23)之间的回路对应于电学参数 R2, 第一触点(21)、第一连接点(31)、第二连接点(32)和第三触点(23)之间的回路对应于电学参数 R3, 然后根据如下公式之一得到一组编码:

$$S1 = K1 * \frac{R1}{R2} \quad \text{或者} \quad S2 = K2 * \frac{R3}{R2} \quad \text{或者} \quad S3 = K3 * \frac{R1}{R3}$$

其中, K1、K2、K3 分别为一修正系数。

技术方案 7: 根据技术方案 6 所述的生物传感器, 其特征在于: 至少第二电极包括蜿蜒迂回的蛇形结构, 第二电极包括若干个蛇形单元, 每个蛇形单元的电学参数大致相同。

技术方案 8: 根据技术方案 7 所述的生物传感器, 其特征在于: 根据第一触点(21)、第一连接点(31)和第二触点(22)之间的回路和第一触点(21)、第一连接点(31)、

第二连接点(32)和第三触点(23)之间的回路所分别包含的蛇形单元数量来确定其所代表的编码。

技术方案9:根据技术方案6所述的生物传感器,其特征在于:还包括有第四电极(14),第四电极(14)藉由第三连接点(33)与第二电极电连接,第三连接点(33)的不同位置分别对应于一组编码。

技术方案10:根据技术方案6—9之任一者所述的生物传感器,其特征在于:自动编码装置与工作电极和对电极位于绝缘性底板的同一面或者相对面。

技术方案11:根据技术方案6所述的生物传感器,其特征在于:第一电极(11)与第二电极(12)可选择性地电连接于第一连接点(31),是指用于连接第一电极(11)与第二电极(12)的第一连接点(31)位于不同的位置时,编码装置对应于不同的编码,同样,第二电极(12)与第三电极(13)可选择性地电连接于第二连接点(32),是指用于连接第二电极(12)与第三电极(13)的第二连接点(32)位于不同的位置时,编码装置对应于不同的编码。

技术方案12:一种自动编码装置,包括绝缘性底板和位于绝缘性底板上的电极系统,该电极系统包括有第一电极(11)、第二电极(12)和第三电极(13),其中第一电极(11)、第二电极(12)和第三电极(13)分别包括有与检测仪电连接的第一触点(21)、第二触点(22)和第三触点(23),其特征在于,至少第二电极包括有蜿蜒迂回的蛇形结构,第一电极(11)与第二电极(12)可选择性地电连接于第一连接点(31),第二电极(12)与第三电极(13)可选择性地电连接于第二连接点(32),当第一连接点(31)位于第一位置时,第一触点(21)、第一连接点(31)和第二触点(22)之间的回路对应于电学参数 R_1 ,当第一连接点(31)位于第二位置时,第一触点(21)、第一连接点(31)和第二触点(22)之间的回路对应于电学参数 R_1' ,电学参数 R_1 和 R_1' 的值分别对应于二组不同的编码。

技术方案13:根据技术方案12所述的自动编码装置,其特征在于:第二触点(22)、第二连接点(32)和第三触点(23)之间的回路对应于电学参数 R_2 ,第一触点(21)、第一连接点(31)、第二连接点(32)和第三触点(23)之间的回路对应于电学参数 R_3 ,电学参数 R_1 、 R_2 和 R_3 对应于第一组编码, R_1' 、 R_2 和 R_3 对应于第二组编码。

技术方案14:根据技术方案13所述的自动编码装置,其特征在于:根据如下公式之一得到一组编码:

$$S1 = K1 * \frac{R1}{R2} \quad \text{或者} \quad S2 = K2 * \frac{R3}{R2} \quad \text{或者} \quad S3 = K3 * \frac{R1}{R3}$$

其中, K1、K2、K3 分别为一修正系数, R1 被 R1' 替换时得到另一组编码。

技术方案 15: 一种生物传感器, 包括绝缘性底板和位于绝缘性底板上的一个工作电极 (41) 和一个对电极 (42), 至少在工作电极 (41) 和对电极 (42) 之一上设有反应试剂层, 其特征在于: 该生物传感器还包括一种自动编码装置, 该自动编码装置包括位于所述绝缘性底板上的电极系统, 该电极系统包括有第一电极 (11)、第二电极 (12) 和第三电极 (13), 其中第一电极 (11)、第二电极 (12) 和第三电极 (13) 分别包括有与检测仪电连接的第一触点 (21)、第二触点 (22) 和第三触点 (23), 至少第二电极包括有蜿蜒迂回的蛇形结构, 第一电极 (11) 与第二电极 (12) 可选择性地电连接于第一连接点 (31), 第二电极 (12) 与第三电极 (13) 可选择性地电连接于第二连接点 (32), 当第一连接点 (31) 位于第一位置时, 第一触点 (21)、第一连接点 (31) 和第二触点 (22) 之间的回路对应于电学参数 R1, 当第一连接点 (31) 位于第二位置时, 第一触点 (21)、第一连接点 (31) 和第二触点 (22) 之间的回路对应于电学参数 R1', 电学参数 R1 和 R1' 的值分别对应于二组不同的编码。

技术方案 16: 根据技术方案 15 所述的生物传感器, 其特征在于: 第二触点 (22)、第二连接点 (32) 和第三触点 (23) 之间的回路对应于电学参数 R2, 第一触点 (21)、第一连接点 (31)、第二连接点 (32) 和第三触点 (23) 之间的回路对应于电学参数 R3, 电学参数 R1、R2 和 R3 对应于第一组编码, R1'、R2 和 R3 对应于第二组编码。

技术方案 17: 根据技术方案 16 所述的生物传感器, 其特征在于: 根据如下公式之一得到一组编码:

$$S1 = K1 * \frac{R1}{R2} \quad \text{或者} \quad S2 = K2 * \frac{R3}{R2} \quad \text{或者} \quad S3 = K3 * \frac{R1}{R3}$$

其中, K1、K2、K3 分别为一修正系数, R1 被 R1' 替换时得到另一组编码。

技术方案 18: 一种自动编码装置的制造方法, 包括以下步骤:

提供一个绝缘性底板, 所述绝缘性底板上至少包括具有第一电极 (11)、第二电极 (12) 和第三电极 (13) 的电极系统;

将第一电极和第二电极之间通过第一连接点 (31) 连接;

将第二电极和第三电极之间通过第二连接点 (32) 连接;

根据自动编码装置所要编码的信息确定所述第一连接点 (31) 在第一电极和第二电极间的连接位置。

技术方案 19：根据技术方案 18 所述的制造方法，其特征在于：根据自动编码装置所要编码的信息确定所述第二连接点（32）在第二电极和第三电极间的连接位置。

技术方案 20：根据技术方案 18 所述的制造方法，其特征在于：通过印刷的方法将导通材料设置在第一连接点和第二连接点对应的位置上。

技术方案 21：根据技术方案 18 所述的制造方法，其特征在于：先通过印刷的方法使得第一电极和第二电极间形成多个连接位点，然后通过激光切割的方法切断第一电极和第二电极之间除第一连接点的其他连接位点。

技术方案 22：根据技术方案 18 所述的制造方法，其特征在于：先通过印刷的方法使得第二电极和第三电极间形成多个连接位点，然后通过激光切割的方法切断第二电极和第三电极之间除第二连接点的其他连接位点。

技术方案 23：根据技术方案 18 所述的制造方法，其特征在于：第二电极（12）是由蛇形单元组成。

技术方案 24：根据技术方案 18 所述的制造方法，其特征在于：在绝缘性底板上还包括第四电极（14），所述第四电极（14）和第二电极（12）之间通过第三连接点（32）连接。

本发明的有益效果是：根据生物传感器不同的生产批次、不同的温度、HCT 校正等校正方程或不同的被分析物的类型，连接点被设置在两个电极间的不同位置，使得两个电极回路间的阻值会根据连接点不同的位置而不同，自动编码装置所给出的电学参数也不同。检测仪器根据自动编码装置不同的电学参数，选择该生物传感器的校正参数，最终得出检测结果或判断进行哪种类型的分析物检测。本发明所述的设计并不需要改变自动编码装置与检测仪器之间的触点位置，自动编码装置上与检测仪器连接的触点位置和数量是固定的，因此检测仪器上的连接位点被有效的使用，节省了检测仪器的空间，有效控制了产品成本。另一方面，本发明的自动编码装置只需要改动连接点在电极上的位置，就能给出不同的参数信息。这样的改动相比与改变电极的图形要容易得多，并且制作电极系统的模板可以固定，制作工艺简单并稳定，减少了人为出错的概率。

附图说明

图 1 具有三个电极的自动编码装置示意图；

图 2 连接点位置不同于图 1 的自动编码装置示意图；

图 3 具有四个电极的自动编码装置的示意图；

图 4 连接点位置不同于图 3 的自动编码装置示意图；

图 5 连接点位置不同于图 3、4 的自动编码装置示意图；

图 6 一种结构简单的自动编码装置示意图；

图 7 相比于图 6 所示的电极 11 阻值更大的自动编码装置示意图；

图 8 用于样品中被分析物检测的生物传感器示意图；

图 9 第一种具有自动编码装置的生物传感器示意图；

图 10 第二种具有自动编码装置的生物传感器示意图；

图 11 第三种具有自动编码装置的生物传感器示意图；

附图标记说明：自动编码装置 1；第一电极 11；第二电极 12；第三电极 13；第四电极 14；电阻单元 20；第一连接点 31、第二连接点 32、第三连接点 33；工作电极 41；对电极 42；绝缘层 51、215；切口 61；触点 21、22、23、24、25、26、231、232、233、234；生物传感器 100；生物传感器电极系统 103、105、107；绝缘底板 210；覆盖层 225；间隙层 220；通气口 226；反应试剂层 310。

具体实施方式

下面结合具体附图对本发明进行详细的说明。这些具体的实施例仅仅是在不违背本发明精神下的有限列举，并不排除本领域的一般技术人员把现有技术和本发明结合而产生的其他具体的实施方案。

如图 1 或图 2 所示本发明的自动编码装置 1 的电极组包括第一电极 11、第二电极 12 和第三电极 13。第一电极、第二电极和第三电极通过电极接脚上的第一触点 21、第二触点 22 和第三触点 23 与检测仪器连接。电极 11 和电极 12 之间可选择性地通过连接点 31 电连接。当第一触点 21 和第二触点 22 与检测仪器接触后，电极 11 和电极 12 之间形成了回路。电极 11 和电极 12 之间可选择性地通过连接点 31 电连接，是指对于具有不同编码的各个自动编码装置而言，其结构大致相同，但第一连接点 31 的位置不相同。因此，第一触点 21、第一连接点 31 和第二触点 22 形成的回路间的电阻值根据第一连接点 31 在电极上的位置不同而发生变化，从而对应于不同的编码。因此可以根据自动编码装置所需编码的信息确定所述第一连接点 31 在第一电极和第二电极间的连接位置。图 1 中的连接点 31 的位置比图 2 所示的连接点更靠近电极的接脚，因此图 1 中电极 11 和电极 12 回路的路径比图 2 所示回路的路径短。如图 1 所示，当第一连接点 31 位于第一位置时，第一触点 21、第一连接点 31 和第二触点 22 之间的回路对应于电学参数 R_1 。如图 2 所示，当第一连接点 31 位于第二位置时，第一触点 21、第一连接点 31 和第二触点 22 之间的回路对应于电学参数 R_1' 。当图 1 和图 2 所示的电极 11、12

和 13 的材料和图形都相同，由于连接点连接的位置不同，图 1 中电极 11 和电极 12 回路间的电阻 R_1 相比图 2 中电极 11 和电极 12 回路间的电阻 R_1' 小。同样原理，图 1 中电极 11 和电极 13 回路间的电阻值相比与图 2 中的电极 11 和电极 13 回路间的电阻值大。在图 1 和图 2 所示的实施例中，电极 12 和电极 13 的第二连接点 32 位置固定，因此图 1 和图 2 所示的电极 12 和电极 13 回路间的电阻值是固定的。在另一实施方式中，电极 12 和电极 13 的第二连接点 32 位置可以像第一连接点 31 那样变化，从而可以得到更多的编码。电极可以被设计成各种形状，如图所示的电极 12 是蜿蜒迂回的蛇形结构，其由若干个蛇形单元 20 组成。电极 12 和电极 13 在远离第二触点 22 和第三触点 23 的那一端相连，电极 11 通过第一连接点 31 与电极 12 相连。

当本发明图 1 或图 2 所述的自动编码装置与检测仪器通过触点电连接后，通过以下方法之一实现信息的编码。

方法一：

当本发明所述的自动编码装置与检测仪器通过触点电连接后，检测仪器测得电极 11 和电极 12 回路 1 的电阻值为 R_1 ，电极 12 和电极 13 回路 2 的电阻值为 R_2 。通过方程式 1 得到回路 1 和回路 2 之间的电阻比值 S_1 。

$$S_1 = K_1 * \frac{R_1}{R_2} \quad (1)$$

其中， K_1 为修正系数。

根据生物传感器不同的生产批次、不同的温度校正、HCT 校正等参数校正方程，或者根据测定的被分析物的不同，连接点 31 被设置在电极 11 和电极 12 的不同位置，从而电极 11 和电极 12 回路间的阻值 R_1 会根据需要而不同。因此，自动编码装置所给出的电阻比值 S_1 也不同。检测仪器根据不同的 S_1 值信息，选择相应的技术参数，最终得出检测结果或判断进行哪种类型的分析物检测。

方法二：

当本发明所述的自动编码装置与检测仪器通过触点电连接后，检测仪器测得电极 11 和电极 13 回路 3 的电阻值为 R_3 ，电极 12 和电极 13 回路 2 的电阻值为 R_2 。通过方程式 2 得到回路 3 和回路 2 之间的电阻比值 S_2 。

$$S_2 = K_2 * \frac{R_3}{R_2} \quad (2)$$

其中， K_2 为修正系数。

根据生物传感器不同的生产批次、不同的温度校正、HCT 校正等参数校正方程，或

者根据测定的被分析物的不同，连接点 31 被设置在电极 11 和电极 12 的不同位置，从而电极 11 和电极 13 回路间的阻值 R3 会根据需要而不同。因此，自动编码装置所给出的电阻比值 S2 也不同。检测仪器根据不同的 S2 值信息，选择相应的技术参数，最终得出检测结果或判断进行哪种类型的分析物检测。

方法三：

当本发明所述的自动编码装置与检测仪器通过触点电连接后，检测仪器测得电极 11 和电极 12 回路 1 的电阻值为 R1，电极 11 和电极 13 回路 3 的电阻值为 R3。通过方程式 3 得到回路 1 和回路 3 之间的电阻比值 S3。

$$S3 = K3 * \frac{R1}{R3} \quad (3)$$

其中，K3 为修正系数。

根据生物传感器不同的生产批次、不同的温度校正、HCT 校正等参数校正方程，或者根据测定的被分析物的不同，连接点 31 被设置在电极 11 和电极 12 的不同位置。从而电极 11 和电极 12 回路间的电阻值 R1 不同，电极 11 和电极 13 回路间的电阻值 R3 不同。因此，自动编码装置所给出的电阻比值 S3 也不同。检测仪器根据不同的 S3 值信息，选择相应的技术参数，最终得出检测结果或判断进行哪种类型的分析物检测。

本发明用于自动编码装置不限于上述三个电极，还可以包括更多的电极。如图 3-5 所示的用于自动编码装置包括第一电极 11、第二电极 12、第三电极 13 和第四电极 14。第一电极、第二电极、第三电极和第四电极通过电极上的触点 21、22、23、24 与检测仪器连接。电极 11 和电极 12 之间通过连接点 31 电连接，电极 11 和电极 12 回路间的电阻值 R1 会因为连接点 31 在电极上的位置不同而不同，电极 11 和电极 13 之间的电阻值 R3 会因为连接点 31 在电极上的位置不同而不同。电极 12 和电极 13 在远离触点 22、24 的那一端通过连接点 32 相连。电极 12 和电极 14 之间通过连接点 33 电连接，电极 12 和电极 14 回路间的电阻值 R4 会因为连接点 33 在电极上的位置不同而不同，电极 13 和电极 14 回路间的电阻值 R5 会因为连接点 33 在电极上的位置不同而不同。

当本发明图 3、图 4 和图 5 所述的自动编码装置与检测仪器通过触点电连接后，通过以下方法之一实现信息的编码。

方法四：

当图 3-5 所示的自动编码装置与检测仪器通过触点电连接后，检测仪器测得电极 11 和电极 12 回路 1 的电阻值为 R1，电极 12 和电极 13 回路 2 的电阻值为 R2，通过方

程式 1 计算回路 1 和回路 2 之间的电阻比值 $S1$ 。

$$S1 = K1 * \frac{R1}{R2} \quad (1)$$

其中, $K1$ 为修正系数。

电极 12 和电极 14 回路 4 的电阻值为 $R4$, 通过方程式 4 计算回路 4 和回路 2 之间的电阻比值 $S4$ 。

$$S4 = K4 * \frac{R4}{R2} \quad (4)$$

其中, $K4$ 为修正系数。

检测系统根据 $S1$ 和 $S4$ 的不同组合信息, 选择相应的技术参数, 最终得出检测结果或判断进行哪种类型的分析物检测。

方法五:

当图 3-5 所示的自动编码装置与检测仪器通过触点电连接后, 检测仪器测得电极 11 和电极 12 回路 1 的电阻值为 $R1$, 电极 12 和电极 13 回路 2 的电阻值为 $R2$, 通过方程式 1 计算回路 1 和回路 2 之间的电阻比值 $S1$ 。

$$S1 = K1 * \frac{R1}{R2} \quad (1)$$

其中, $K1$ 为修正系数。

电极 13 和电极 14 回路 5 的电阻值为 $R5$, 通过方程式 5 计算回路 5 和回路 2 之间的电阻比值 $S5$ 。

$$S5 = K5 * \frac{R5}{R2} \quad (5)$$

其中, $K5$ 为修正系数。

检测系统根据 $S1$ 和 $S5$ 的不同组合信息, 选择相应的技术信息, 最终得出结果或判断进行哪种类型的分析物检测。

方法六:

当图 3-5 所示的自动编码装置与检测仪器通过触点电连接后, 检测仪器测得电极 11 和电极 12 回路 1 的电阻值为 $R1$, 电极 11 和电极 13 回路 3 的电阻值为 $R3$, 通过方程式 3 计算回路 1 和回路 2 之间的电阻比值 $S3$ 。

$$S3 = K3 * \frac{R1}{R3} \quad (3)$$

其中, $K3$ 为修正系数。

电极 12 和电极 14 回路 4 的电阻值为 $R4$, 电极 13 和电极 14 回路 5 的电阻值为 $R5$,

通过方程式 6 计算回路 4 和回路 5 之间的电阻比值 S6。

$$S6 = K6 * \frac{R4}{R5} \quad (6)$$

其中, K6 为修正系数。

检测系统根据 S3 和 S6 的不同组合信息, 选择相应的技术信息, 最终得出检测结果或判断进行哪种类型的分析物检测。

当本发明图 3、图 4 和图 5 所述的自动编码装置与检测仪器通过触点电连接后, 实现信息的编码方式不限于上述所述的方法, 还包括各种其他的组合方式。

如图 1 和图 2 所示的具体实施例中, 电极 12 是由 n 个蛇形单元 20 组成 (例如 n 值为 22), 每个蛇形单元的电阻值大致相同, 比如为 R', 电极 12 和电极 13 回路间的电阻值为 R''。两组电极对间的电阻比值 S 可以由以下通式获得:

$$S = k * \frac{x * R'}{R''} = k * \frac{x * R'}{n * R'} = k * \frac{x}{n}$$

其中, x 表示第一电极和第二电极回路间蛇形单元的数量;

n 表示第二电极和第三电极回路间蛇形单元的数量;

k 为修正系数。

根据以上公式可见, 当 x 和 n 变化时, S 相应变化, 从而对应于不同的编码。

检测仪器根据不同的 S 值信息, 选择相应的技术参数, 进行相关地检测数据处理。

S 值还可以被设定为具有一定误差范围的数值, 例如其误差范围为 $\pm \frac{1}{2n}$, 在 $S \pm \frac{1}{2n}$ 的范围内, 检测仪器均选择使用同一组技术参数进行检测和结果计算。

检测仪器对 S 值的判读, 还可以根据连接点的不同位置区别对待。当连接点位于自动编码装置的两端时, 其 $S \pm \frac{1}{2n}$ 被认为是可以选择同一组技术参数进行检测和结果计算。当连接点位于自动编码装置的中部时, 其 $S \pm \frac{1}{n}$ 被认为是可以选择同一组技术参数进行检测。

更进一步说明, 如图 1 和图 2 所示电极 12 是由 22 个蛇形单元组成。在图 1 所示的滑块 31 位于自动编码装置中部位置, 电极 11 和电极 12 回路间包括 9.5 个蛇形单元, 因此图 1 所示的 S1 为 (9.5/22)。在图 2 所示的滑块 31 位于更靠近自动编码装置的端部位置, 电极 11 和电极 12 回路间包括 20.5 个蛇形单元, 因此图 2 所示的 S1 为 (20.5/22)。因此图 1 自动编码装置测得的 S1 值和图 2 自动编码装置测得的 S1 值不一样, 检测仪器根据不同的 S1 值信息, 选择相应的技术参数, 最终得出检测结果或判断进行哪种类型

的分析物检测。

图 6 和图 7 所示的实施例中，电极 11 和电极 12 回路间的电阻值是通过电极 11 自身的电阻值来改变的。图 6 中电极 11 导电材料的总长度小于图 7 中电极 11 导电材料的总长度，在所用导电材料相同的情况下，图 6 所示的电极 11 和电极 12 回路间的电阻值小于图 11 所示的电极 11 和电极 12 间的电阻值。图 6 和图 7 所示的实施例中，电极 12 和电极 13 回路间的电阻值 R2 是固定的。通过方程式 1 计算，得到 S1。

$$S1 = K1 * \frac{R1}{R2} \quad (1)$$

其中，K1 为修正系数。

检测系统根据 S1 的不同信息，选择相应的技术参数，最终得出检测结果或判断进行哪种类型的分析物检测。

在其他的实施例中，不同产品批次间的电极 12 和电极 13 回路间的电阻值是可变的。

本发明所述的第一电极 11 与第二电极 12 可选择性地连接于第一连接点 31，即根据自动编码装置所要编码的信息确定所述第一连接点 31 在第一电极和第二电极间的连接位置。本专利或者本专利申请所述的“可选择性”是指第一连接点 31、第二连接点 32 和第三连接点 33 的位置可以根据编码所需要的电学参数而选定。本发明所述的第二电极 12 与第三电极 13 可选择性地连接于第二连接点 32，即根据自动编码装置所要编码的信息确定所述第二连接点 32 在第二电极和第三电极间的连接位置。本发明所述的第二电极 12 与第四电极 14 可选择性地连接于第三连接点 33，即根据自动编码装置所要编码的信息确定所述第三连接点 33 在第二电极和第四电极间的连接位置。

本发明所述的自动编码装置的电极的数量可以是 3 个、4 个或者更多。所述的用于连接电极的连接点可以是 1 个、2 个或者更多。并且不限于上述所列举的图形结构和计算方法，还包括运用本发明原理所设计的各种方法。

本发明所述的自动编码装置应用到光学的生物传感器上或电化学的生物传感器上等各种生物传感器上，用于校正检测结果或对进行哪种类型的分析物检测做出判断。

如图 8 所示的一个实施例中，生物传感器 100 包括一个具有电极系统（103，105，107）的绝缘底板 210，至少位于工作电极 103 上的反应试剂层 310，一个覆盖层 225。装置的各组成部分可以碾压在一起或用粘和剂粘贴，也可以用印刷的方式印在底板上以构成装置。绝缘底板上的电极系统至少包括一个工作电极 103、对电极 105 和参考电极 107。绝缘层 215 覆盖在电极系统上，在绝缘层的前端位于电极系统的上方具有开口。

反应试剂层 310 位于绝缘层开口内，并覆盖在电极系统上，形成反应室。

反应试剂层 310 在至少一个电极上，但也可以覆盖两个或所有的电极。反应试剂层含有一种或多种试剂用于检测液体样品中被分析物存在与否或其含量。

在一个实施例中，绝缘层 215 和覆盖层 225 之间存在一个间隙层 220。在间隙层对应于反应试剂层上方具有样品入口 224。间隙层可以是粘合剂的材料。

任何能进行电化学检测的被分析物质都可以使用本发明进行检测。例如：葡萄糖，乳酸盐、尿素、重碳酸盐、3-羟基丁酸、(3-HBA)、氨基酸（如 L-谷氨酸盐、天冬氨酸盐、L-赖氨酸）、血红蛋白、谷丙转氨酶、铵、钠、钙、痕量金属和其它能进行电化学检验的任何被分析物。

用该生物传感器 100 可以检测任何液体样品或液化样品。例如，被测样品包括全血、血清、血浆、尿和唾液。也可检测临床样品，生物样品和环境样品，这些样品在检测之前必须液化。液体样品可以是缓冲液或含有固态或气态生物物质的悬浮液。

在一个具体实施例中，覆盖层 225 至少内表面由亲水性材料制成。覆盖层上有一通气孔 226，该通气孔可使传感器反应室与外界的空气相流通。通气孔可以是凹槽，但在其它的实施例中，通气孔可以是允许空气在传感器反应室与外部流通的任何形状。通气孔还可位于间隙层上。在一些实施例中，覆盖层可以是被印刷到传感器上的绝缘墨水。覆盖层还可以含有粘合剂，使其可以粘附至疏水保护层（若存在）、绝缘层 215 和底板。

如图 9 所示，本发明所述的自动编码装置 1 与生物传感器 100 上的工作电极和对电极分别位于不同的两个绝缘层上，并背靠背地粘附在一起。

如图 10 所示的自动编码装置 1 与生物传感器 100 上的工作电极和对电极位于绝缘层 51 的同一面上。生物传感器包括用于检测被分析物的工作电极 41 和对电极 42，自动编码装置包括第一电极 11、第二电极 12 和第三电极 13。

如图 11 所示的自动编码装置 1 与生物传感器 100 上的工作电极和对电极位于绝缘层 51 的同一面上。在本实施例所述的绝缘层上包括工作电极 41、对电极 42、第一电极 11 和第二电极 12，以及连接第一电极和第二电极的连接点 31。自动编码装置和生物传感器有一个共同的电极 42。第二电极 12 与对电极 42 相互连接形成回路。在另一个实施例中，第二电极 12 可以选择与工作电极 41 或其他参考电极形成回路。当本发明所述的生物传感器上的自动编码装置与检测仪器通过触点电连接后，检测仪器测得电极 11 和电极 12 回路 1 的电阻值为 R_1 ，电极 12 和对电极 42 回路 6 的电阻值为 R_6 。通过方程式 7 得到回路 1 和回路 6 之间的电阻比值 S_7 。

$$S7 = K7 * \frac{R1}{R6} \quad (7)$$

其中，K7 为修正系数。

检测系统根据 S7 的不同信息，选择相应的技术参数，最终得出检测结果或判断进行哪种类型的分析物检测。

本发明所述的区分生物传感器和自动编码装置的判断方法不限于上述所列举的图形结构，还包括运用本发明原理所设计的各种方法。

本发明所述的区分生物传感器和自动编码装置的判断方法中，个回路间的电学参数不限于上述电阻，及其电阻的比值，还可以包括电流值等。

所述的电极和连接点可以使用碳、银等具有导电性能的材料，并且可采用丝网印刷、电镀等方法制作到绝缘底板上。例如利用丝网印刷制造自动编码装置的方法，包括制作预先设定电极形状的丝网网版，利用所述丝网网版将导电材料印刷在绝缘底板并形成相应的电极。连接电极的连接点可以被预先设置在丝网网版上，在印刷电极时同时被印刷在绝缘底板上。连接点还可以在形成电极系统之后用点样或其他方法加载到电极系统上。

由于自动编码装置的电极是由导电材料制成的，如果将这些电极，特别是蛇形单元直接暴露在外，环境中的物质会粘附在电极上，改变电极的实际电阻值，造成检测数据的不准确。因此，本发明在自动编码装置的电极上覆盖了一层隔离层，所述隔离层可以是不干胶、塑料片或 UV 固化油墨等导电性能弱的物质。

本发明还提供了一种自动编码装置的制造方法，包括以下步骤：

提供一个绝缘性底板，所述绝缘性底板上至少包括具有第一电极 11、第二电极 12 和第三电极 13 的电极系统；

将第一电极和第二电极之间通过第一连接点 31 连接；

将第二电极和第三电极之间通过第二连接点 32 连接；

根据自动编码装置所要编码的信息确定所述第一连接点 31 在第一电极和第二电极间的连接位置。

根据自动编码装置所要编码的信息确定所述第二连接点 32 在第二电极和第三电极间的连接位置。

通过印刷的方法将导通材料设置在第一连接点和第二连接点对应的位置上。也可以先通过印刷的方法使得第一电极和第二电极间形成多个连接位点，然后通过激光切割的

方法切断第一电极和第二电极之间除第一连接点的其他连接位点。还可以先通过印刷的方法使得第二电极和第三电极间形成多个连接位点，然后通过激光切割的方法切断第二电极和第三电极之间除第二连接点的其他连接位点。

在一个实施例中，第二电极 12 是由蛇形单元组成。

在另一个实施例中，在绝缘性底板上还包括第四电极 14，所述第四电极 14 和第二电极 12 之间通过第三连接点 32 连接。

本发明所述的自动编码装置仅仅是在不违背本发明精神下的有限列举，并不排除本领域的一般技术人员把现有技术和本发明结合而产生的其他具体的实施方案。

权利要求

1. 一种自动编码装置，包括绝缘性底板和位于绝缘性底板上的电极系统，该电极系统包括有第一电极（11）、第二电极（12）和第三电极（13），其中第一电极（11）、第二电极（12）和第三电极（13）分别包括有与检测仪电连接的第一触点（21）、第二触点（22）和第三触点（23），其特征在于，第一电极（11）与第二电极（12）可选择性地电连接于第一连接点（31），第二电极（12）与第三电极（13）可选择性地电连接于第二连接点（32），第一触点（21）、第一连接点（31）和第二触点（22）之间的回路对应于电学参数 R1，第二触点（22）、第二连接点（32）和第三触点（23）之间的回路对应于电学参数 R2，第一触点（21）、第一连接点（31）、第二连接点（32）和第三触点（23）之间的回路对应于电学参数 R3，然后根据如下公式之一得到一组编码：

$$S1 = K1 * \frac{R1}{R2} \quad \text{或者} \quad S2 = K2 * \frac{R3}{R2} \quad \text{或者} \quad S3 = K3 * \frac{R1}{R3}$$

其中，K1、K2、K3 分别为修正系数。

2. 根据权利要求 1 所述的自动编码装置，其特征在于：至少第二电极包括蜿蜒迂回的蛇形结构。

3. 根据权利要求 2 所述的自动编码装置，其特征在于：至少第二电极包括若干个蛇形单元，每个蛇形单元的电学参数大致相同。

4. 根据权利要求 3 所述的自动编码装置，其特征在于：根据第一触点（21）、第一连接点（31）和第二触点（22）之间的回路和第一触点（21）、第一连接点（31）、第二连接点（32）和第三触点（23）之间的回路所分别包含的蛇形单元数量来确定其所对应的编码。

5. 根据权利要求 1 所述的自动编码装置，其特征在于：还包括有第四电极（14），第四电极（14）藉由第三连接点（33）与第二电极电连接，第三连接点（33）的不同位置分别对应于一组编码。

6. 一种生物传感器，包括绝缘性底板和位于绝缘性底板上的一个工作电极（41）和一个对电极（42），至少在工作电极（41）和对电极（42）之一上设有反应试剂层，其特征在于：该生物传感器还包括一种自动编码装置，该自动编码装置包括位于所述绝缘性底板上的电极系统，该电极系统包括有第一电极（11）、第二电极（12）和第三电极（13），其中第一电极（11）、第二电极（12）和第三电极（13）分别包括有与检测仪电连接的第一触点（21）、第二触点（22）和第三触点（23）。

三触点 (23), 第一电极 (11) 与第二电极 (12) 可选择性地电连接于第一连接点 (31), 第二电极 (12) 与第三电极 (13) 可选择性地电连接于第二连接点 (32), 第一触点 (21)、第一连接点 (31) 和第二触点 (22) 之间的回路对应于电学参数 R_1 , 第二触点 (22)、第二连接点 (32) 和第三触点 (23) 之间的回路对应于电学参数 R_2 , 第一触点 (21)、第一连接点 (31)、第二连接点 (32) 和第三触点 (23) 之间的回路对应于电学参数 R_3 , 然后根据如下公式之一得到一组编码:

$$S1 = K1 * \frac{R1}{R2} \quad \text{或者} \quad S2 = K2 * \frac{R3}{R2} \quad \text{或者} \quad S3 = K3 * \frac{R1}{R3}$$

其中, K_1 、 K_2 、 K_3 分别为一修正系数。

7. 根据权利要求 6 所述的生物传感器, 其特征在于: 至少第二电极包括蜿蜒迂回的蛇形结构, 第二电极包括若干个蛇形单元, 每个蛇形单元的电学参数大致相同。

8. 根据权利要求 7 所述的生物传感器, 其特征在于: 根据第一触点 (21)、第一连接点 (31) 和第二触点 (22) 之间的回路和第一触点 (21)、第一连接点 (31)、第二连接点 (32) 和第三触点 (23) 之间的回路所分别包含的蛇形单元数量来确定其所代表的编码。

9. 根据权利要求 6 所述的生物传感器, 其特征在于: 还包括有第四电极 (14), 第四电极 (14) 藉由第三连接点 (33) 与第二电极电连接, 第三连接点 (33) 的不同位置分别对应于一组编码。

10. 根据权利要求 6—9 之任一者所述的生物传感器, 其特征在于: 自动编码装置与工作电极和对电极位于绝缘性底板的同一面或者相对面。

11. 根据权利要求 6 所述的生物传感器, 其特征在于: 第一电极 (11) 与第二电极 (12) 可选择性地电连接于第一连接点 (31), 是指用于连接第一电极 (11) 与第二电极 (12) 的第一连接点 (31) 位于不同的位置时, 编码装置对应于不同的编码, 同样, 第二电极 (12) 与第三电极 (13) 可选择性地电连接于第二连接点 (32), 是指用于连接第二电极 (12) 与第三电极 (13) 的第二连接点 (32) 位于不同的位置时, 编码装置对应于不同的编码。

12. 一种自动编码装置, 包括绝缘性底板和位于绝缘性底板上的电极系统, 该电极系统包括有第一电极 (11)、第二电极 (12) 和第三电极 (13), 其中第一电极 (11)、第二电极 (12) 和第三电极 (13) 分别包括有与检测仪电连接的第

一触点 (21)、第二触点 (22) 和第三触点 (23), 其特征在于, 至少第二电极包括有蜿蜒迂回的蛇形结构, 第一电极 (11) 与第二电极 (12) 可选择性地电连接于第一连接点 (31), 第二电极 (12) 与第三电极 (13) 可选择性地电连接于第二连接点 (32), 当第一连接点 (31) 位于第一位置时, 第一触点 (21)、第一连接点 (31) 和第二触点 (22) 之间的回路对应于电学参数 R_1 , 当第一连接点 (31) 位于第二位置时, 第一触点 (21)、第一连接点 (31) 和第二触点 (22) 之间的回路对应于电学参数 R_1' , 电学参数 R_1 和 R_1' 的值分别对应于二组不同的编码。

13、根据权利要求 12 所述的自动编码装置, 其特征在于: 第二触点 (22)、第二连接点 (32) 和第三触点 (23) 之间的回路对应于电学参数 R_2 , 第一触点 (21)、第一连接点 (31)、第二连接点 (32) 和第三触点 (23) 之间的回路对应于电学参数 R_3 , 电学参数 R_1 、 R_2 和 R_3 对应于第一组编码, R_1' 、 R_2 和 R_3 对应于第二组编码。

14、根据权利要求 13 所述的自动编码装置, 其特征在于: 根据如下公式之一得到一组编码:

$$S_1 = K_1 * \frac{R_1}{R_2} \quad \text{或者} \quad S_2 = K_2 * \frac{R_3}{R_2} \quad \text{或者} \quad S_3 = K_3 * \frac{R_1}{R_3}$$

其中, K_1 、 K_2 、 K_3 分别为一修正系数, R_1 被 R_1' 替换时得到另一组编码。

15. 一种生物传感器, 包括绝缘性底板和位于绝缘性底板上的一个工作电极 (41) 和一个对电极 (42), 至少在工作电极 (41) 和对电极 (42) 之一上设有反应试剂层, 其特征在于: 该生物传感器还包括一种自动编码装置, 该自动编码装置包括位于所述绝缘性底板上的电极系统, 该电极系统包括有第一电极 (11)、第二电极 (12) 和第三电极 (13), 其中第一电极 (11)、第二电极 (12) 和第三电极 (13) 分别包括有与检测仪电连接的第一触点 (21)、第二触点 (22) 和第三触点 (23), 至少第二电极包括有蜿蜒迂回的蛇形结构, 第一电极 (11) 与第二电极 (12) 可选择性地电连接于第一连接点 (31), 第二电极 (12) 与第三电极 (13) 可选择性地电连接于第二连接点 (32), 当第一连接点 (31) 位于第一位置时, 第一触点 (21)、第一连接点 (31) 和第二触点 (22) 之间的回路对应于电学参数 R_1 , 当第一连接点 (31) 位于第二位置时, 第一触点 (21)、第一连接点 (31) 和第二触点 (22) 之间的回路对应于电学参数 R_1' , 电学参数 R_1 和

R1' 的值分别对应于二组不同的编码。

16、根据权利要求 15 所述的生物传感器，其特征在于：第二触点（22）、第二连接点（32）和第三触点（23）之间的回路对应于电学参数 R2，第一触点（21）、第一连接点（31）、第二连接点（32）和第三触点（23）之间的回路对应于电学参数 R3，电学参数 R1、R2 和 R3 对应于第一组编码，R1'、R2 和 R3 对应于第二组编码。

17、根据权利要求 16 所述的生物传感器，其特征在于：根据如下公式之一得到一组编码：

$$S1 = K1 * \frac{R1}{R2} \quad \text{或者} \quad S2 = K2 * \frac{R3}{R2} \quad \text{或者} \quad S3 = K3 * \frac{R1}{R3}$$

其中，K1、K2、K3 分别为一修正系数，R1 被 R1' 替换时得到另一组编码。

18. 一种自动编码装置的制造方法，包括以下步骤：

提供一个绝缘性底板，所述绝缘性底板上至少包括具有第一电极（11）、第二电极（12）和第三电极（13）的电极系统；

将第一电极和第二电极之间通过第一连接点（31）连接；

将第二电极和第三电极之间通过第二连接点（32）连接；

根据自动编码装置所要编码的信息确定所述第一连接点（31）在第一电极和第二电极间的连接位置。

19. 根据权利要求 18 所述的制造方法，其特征在于：根据自动编码装置所要编码的信息确定所述第二连接点（32）在第二电极和第三电极间的连接位置。

20. 根据权利要求 18 所述的制造方法，其特征在于：通过印刷的方法将导通材料设置在第一连接点和第二连接点对应的位置上。

21. 根据权利要求 18 所述的制造方法，其特征在于：先通过印刷的方法使得第一电极和第二电极间形成多个连接位点，然后通过激光切割的方法切断第一电极和第二电极之间除第一连接点的其他连接位点。

22. 根据权利要求 18 所述的制造方法，其特征在于：先通过印刷的方法使得第二电极和第三电极间形成多个连接位点，然后通过激光切割的方法切断第二电极和第三电极之间除第二连接点的其他连接位点。

23. 根据权利要求 18 所述的制造方法，其特征在于：第二电极（12）是由蛇形单元组成。

24. 根据权利要求 18 所述的制造方法，其特征在于：在绝缘性底板上还包括第四电极（14），所述第四电极（14）和第二电极（12）之间通过第三连接点（32）连接。

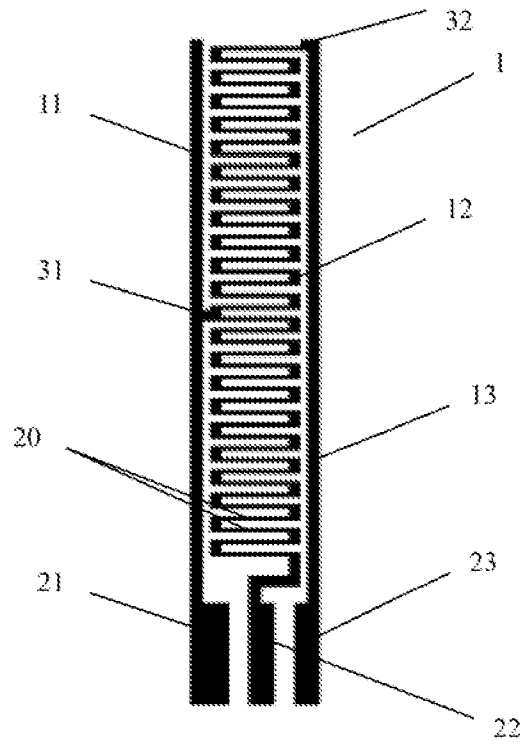


图 1

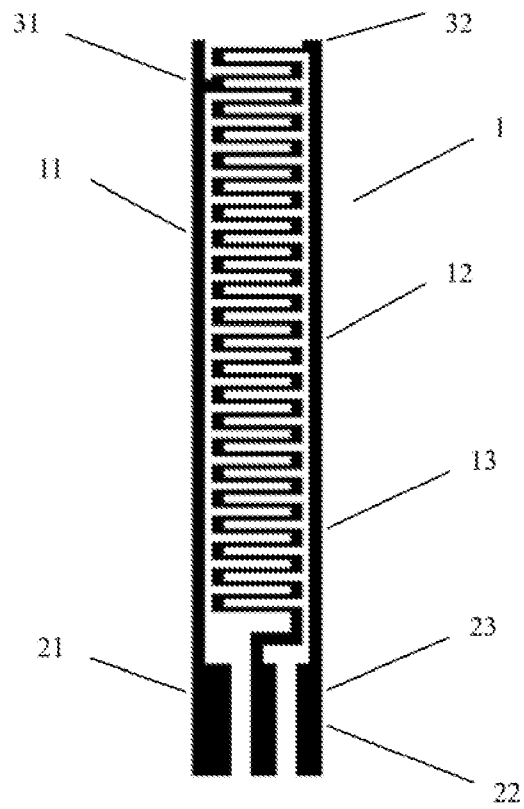


图 2

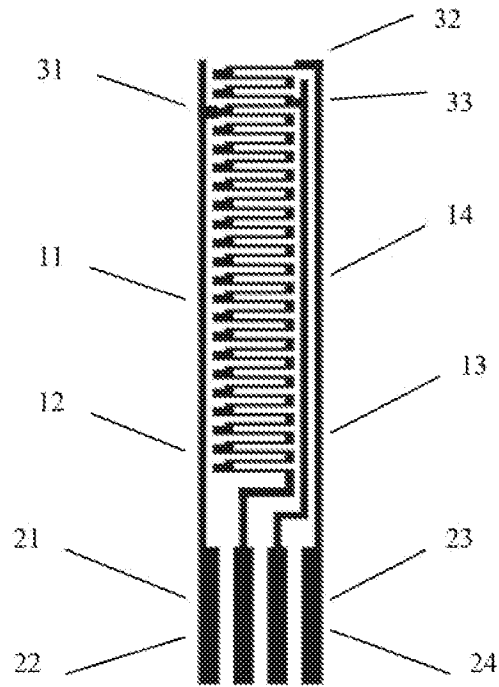


图 3

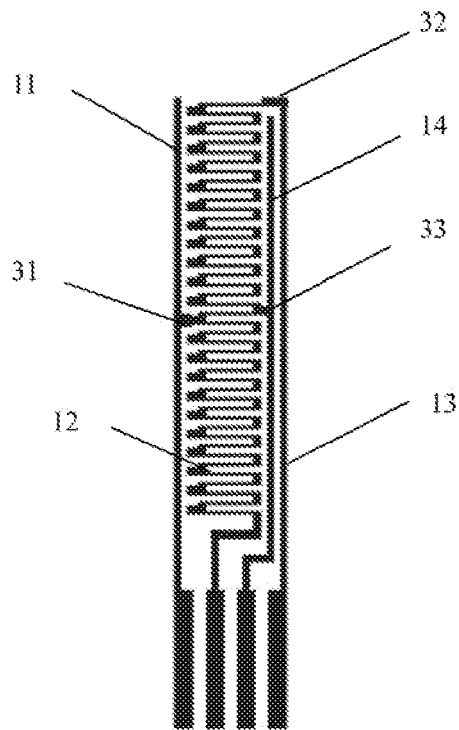


图 4

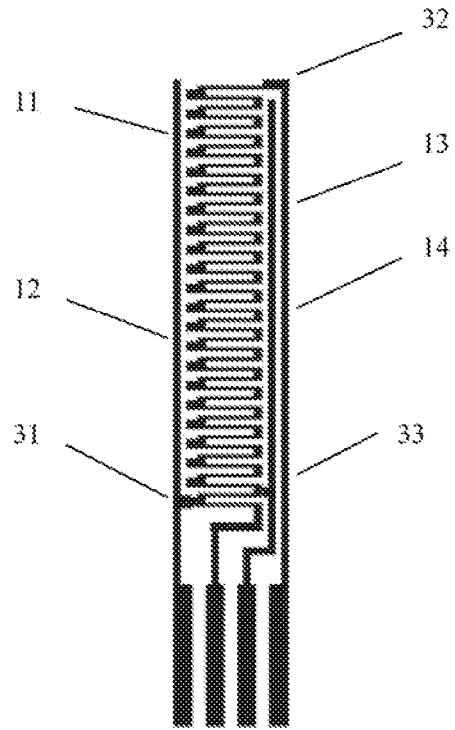


图 5

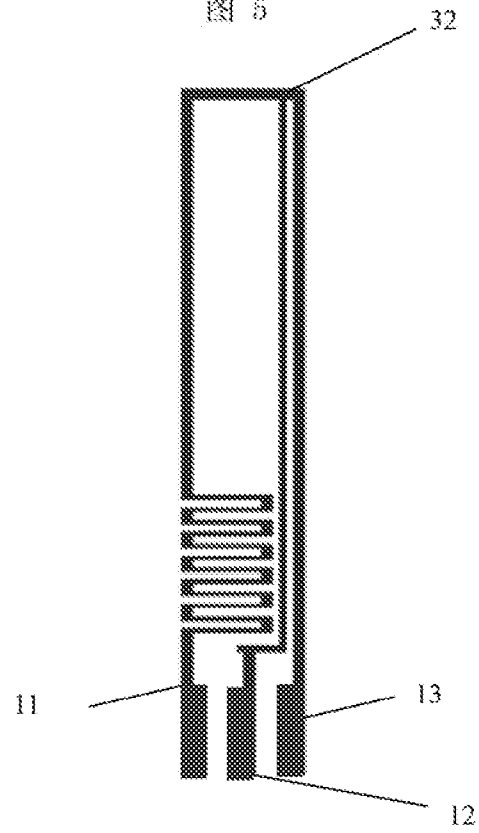


图 6

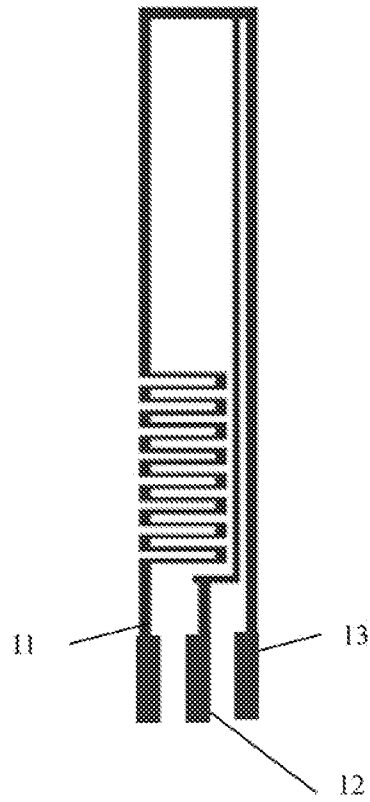


图 7

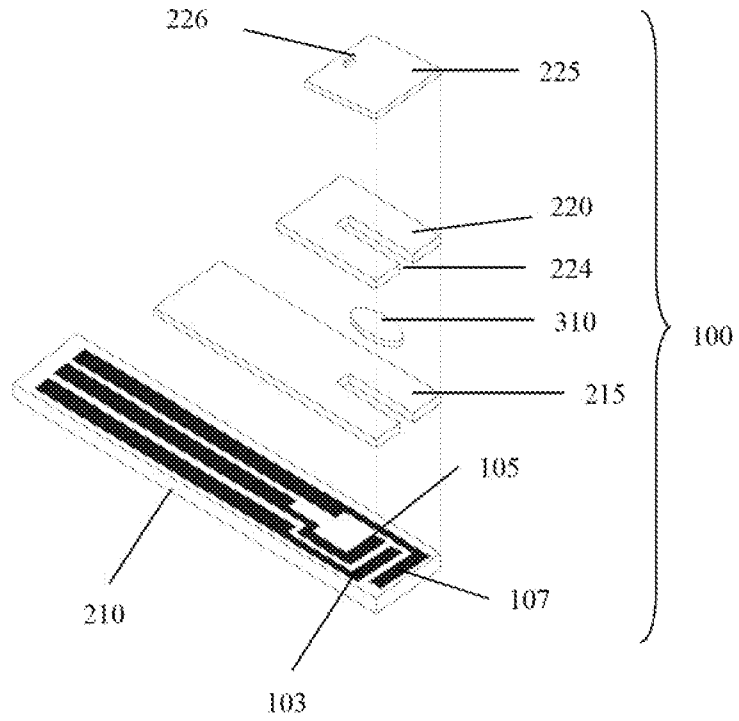


图 8

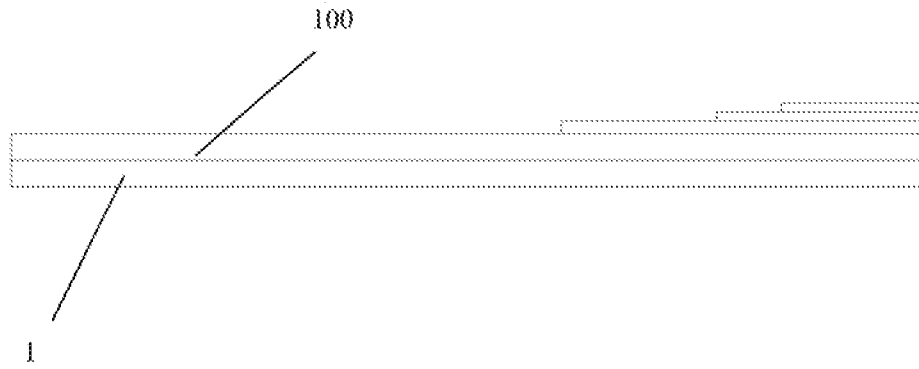


图 9

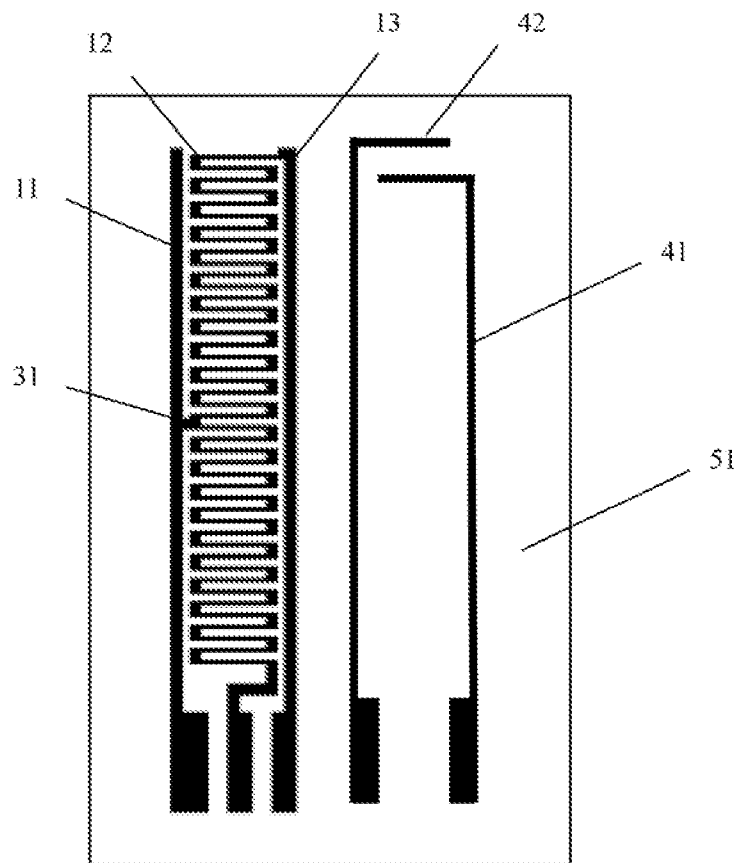


图 10

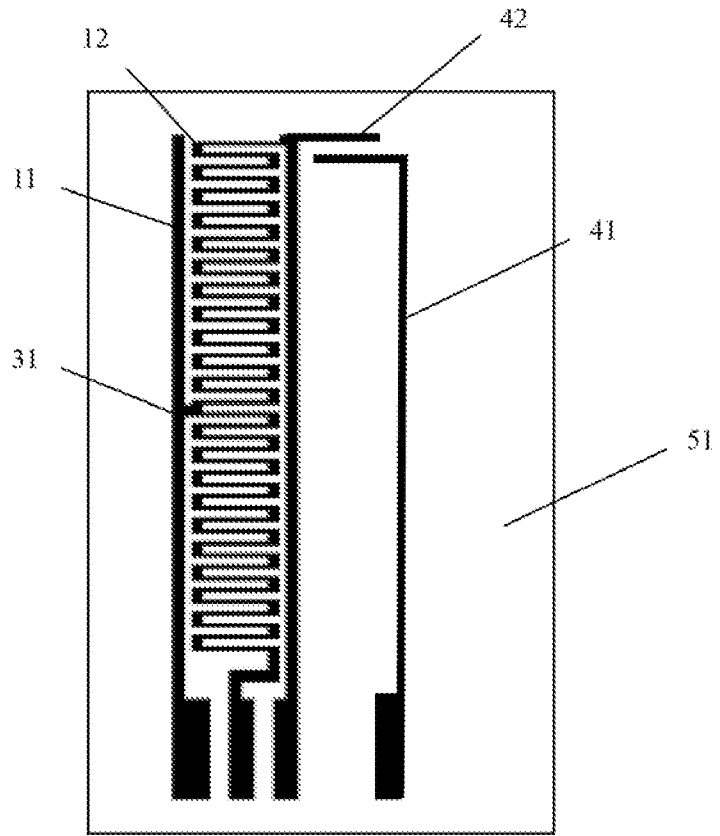


图 11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/071119

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

See the extra sheet

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)

IPC: G01N, B01L

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)

CNABS, CNTXT, EPODOC, WPI, DWPI, CNKI: connection point, connect site, variable, impedance, electrode, contact w point?, connect, location, position, length, change, resistor, resistance, biosensor

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 101156066 A (HOFFMANN-LA ROCHE INC.), 02 April 2008 (02.04.2008), description, page 6, paragraphs 1-2, page 7, paragraphs 2-4, and page 14, the bottom line to page 22, paragraph 3, and figures 1-2 and 8-13	1-24
E	CN 102967636 A (ACON BIOTECH (HANGZHOU) CO., LTD.), 13 March 2013 (13.03.2013), description, paragraphs [0008]-[0032]	1-24
E	CN 202794094 U (ACON BIOTECH (HANGZHOU) CO., LTD.), 13 March 2013 (13.03.2013), description, paragraphs [0009]-[0045]	1-24
A	CN 101874204 A (CERAGEM MEDISYS INC.), 27 October 2010 (27.10.2010), the whole document	1-24
A	US 2009/0014327 A1 (GHESQUIERE, A.G. et al.), 15 January 2009 (15.01.2009), the whole document	1-24

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>
---	---

Date of the actual completion of the international search
09 April 2013 (09.04.2013)

Date of mailing of the international search report
02 May 2013 (02.05.2013)

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
WANG, Jian
Telephone No.: (86-10) **62413365**

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2013/071119

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 101156066 A	02.04.2008	US 2012228135 A1	13.09.2012
		US 2012097536 A1	26.04.2012
		US 2011203925 A1	25.08.2011
		US 2009314637 A1	24.12.2009
		US 2009251158 A1	08.10.2009
		US 2005284758 A1	29.12.2005
		WO 2006074927 A1	20.07.2006
		EP 1846761 A1	24.10.2007
		CN 101103271 A	09.01.2008
		JP 2008527341 A	24.07.2008
		CA 2594417 C	12.04.2011
		US 2005279647 A1	22.12.2005
		WO 2006103083 A1	05.10.2006
		EP 1869452 A1	26.12.2007
		JP 2008534934 A	28.08.2008
		US 2005279631 A1	22.12.2005
		WO 2005124331 A1	29.12.2005
		EP 1761763 A1	14.03.2007
		AU 2005255127 A1	29.12.2005
		KR 20070026606 A	08.03.2007
		MXPA 06014818 A	01.03.2007
		BRPI 0510927 A	13.11.2007
		CN 101019021 A	15.08.2007
JP 2008510127 A	03.04.2008		
JP 2011053232 A	17.03.2011		
EP 2325629 A1	25.05.2011		
EP 2330413 A1	08.06.2011		
CA 2600100 A	05.10.2006		
CN 102967636 A	13.03.2013	None	
CN 202794094 U	13.03.2013	None	
CN 101874204 A	27.10.2010	WO 2009031761 A1	12.03.2009
		KR 20090024543 A	09.03.2009
		EP 2193366 A1	09.06.2010
US 2009/0014327 A1	15.01.2009	US 2010170791 A1	08.07.2010
		WO 2006072089 A1	06.07.2006
		US 2006144704 A1	06.07.2006
		EP 1839045 A1	03.10.2007
		CA 2592744 A	06.07.2006

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/071119

CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N 27/30 (2006.01) i

G01N 27/26 (2006.01) i

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2013/071119

A. 主题的分类		
见附加页		
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)		
IPC: G01N, B01L		
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))		
CNABS,CNXTX,EPODOC,WPI,DWPI,CNKI: 电极,连接点,连接处,连接位点,位置,长度,可变,变化,改变,电阻,阻值,阻抗,触点,生物传感器,electrode, contact w point?, connect, location, position, length, change, resistor, resistance, biosensor		
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
X	CN 101156066 A (霍夫曼-拉罗奇有限公司) 02.4 月 2008 (02.04.2008) 说明书第 6 页第 1-2 段, 第 7 页第 2-4 段, 第 14 页最后一行-第 22 页第 3 段、图 1-2, 8-13	1-24
E	CN 102967636 A (艾康生物技术(杭州)有限公司) 13.3 月 2013 (13.03.2013) 说明书第[0008]-[0032]段	1-24
E	CN 202794094 U (艾康生物技术(杭州)有限公司) 13.3 月 2013 (13.03.2013) 说明书第[0009]-[0045]段	1-24
A	CN 101874204 A (喜来健迈德斯) 27.10 月 2010 (27.10.2010) 全文	1-24
A	US 2009/0014327 A1 (GHESQUIERE, Alexander G.等) 15.1 月 2009 (15.01.2009) 全文	1-24
<input type="checkbox"/> 其余文件在 C 栏的续页中列出。 <input checked="" type="checkbox"/> 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 09.4 月 2013 (09.04.2013)		国际检索报告邮寄日期 02.5 月 2013 (02.05.2013)
ISA/CN 的名称和邮寄地址: 中华人民共和国国家知识产权局 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路 6 号 100088 传真号: (86-10)62019451		受权官员 王健 电话号码: (86-10) 62413365

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2013/071119

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
CN 101156066 A	02.04.2008	US 2012228135 A1	13.09.2012
		US 2012097536 A1	26.04.2012
		US 2011203925 A1	25.08.2011
		US 2009314637 A1	24.12.2009
		US 2009251158 A1	08.10.2009
		US 2005284758 A1	29.12.2005
		WO 2006074927 A1	20.07.2006
		EP 1846761 A1	24.10.2007
		CN 101103271 A	09.01.2008
		JP 2008527341 A	24.07.2008
		CA 2594417 C	12.04.2011
		US 2005279647 A1	22.12.2005
		WO 2006103083 A1	05.10.2006
		EP 1869452 A1	26.12.2007
		JP 2008534934 A	28.08.2008
		US 2005279631 A1	22.12.2005
		WO 2005124331 A1	29.12.2005
		EP 1761763 A1	14.03.2007
		AU 2005255127 A1	29.12.2005
		KR 20070026606 A	08.03.2007
		MXPA 06014818 A	01.03.2007
		BRPI 0510927 A	13.11.2007
		CN 101019021 A	15.08.2007
JP 2008510127 A	03.04.2008		
JP 2011053232 A	17.03.2011		
EP 2325629 A1	25.05.2011		
EP 2330413 A1	08.06.2011		
CA 2600100 A	05.10.2006		
CN 102967636 A	13.03.2013	无	
CN 202794094 U	13.03.2013	无	
CN 101874204 A	27.10.2010	WO 2009031761 A1	12.03.2009
		KR 20090024543 A	09.03.2009
		EP 2193366 A1	09.06.2010
		US 2010170791 A1	08.07.2010
US 2009/0014327 A1	15.01.2009	WO 2006072089 A1	06.07.2006
		US 2006144704 A1	06.07.2006
		EP 1839045 A1	03.10.2007
		CA 2592744 A	06.07.2006

主题的分类

G01N 27/30 (2006.01) i

G01N 27/26 (2006.01) i