

专题策划

纳米材料在电化学生物传感器及生物电分析领域中的应用

蒋文^{1,2}, 袁若^{1*}

(1. 西南大学 化学化工学院, 重庆 400715; 2. 第三军医大学 化学教研室, 重庆 400038)

摘要: 纳米尺度上的生物分析化学是当今国际生物分析领域研究的前沿和热点。该文阐述了纳米粒子在电化学免疫传感器及电化学 DNA 传感器领域的应用, 着重介绍了以纳米材料为载体设计新型的具有生物分子识别和电信号增强作用的纳米标记粒子在构建高灵敏电化学生物传感器以及多组分同时检测中的应用。

关键词: 纳米材料; 电化学; 生物传感器; 生物电分析

中图分类号: O657.1; S951.42 文献标识码: A 文章编号: 1004-4957(2011)11-1200-07

doi: 10.3969/j.issn.1004-4957.2011.11.001

Application of Nanomaterials in Electrochemical Biosensor and Bioelectroanalysis

JIANG Wen^{1,2}, YUAN Ruo^{1*}

(1. College of Chemistry and Chemical Engineering, Southwest University, Chongqing 400715, China;

2. Department of Chemistry, Third Military Medical University, Chongqing 400038, China)

Abstract: Biosensors and bioanalysis based on nanomaterials are the frontlines of current bioanalytical research. Much attention has been drawn to nanoparticles in electrochemical biosensors and bioanalysis due to their advantages of enhancing the sensitivity of the biosensors. The applications of nanomaterials in electrochemical immunosensors and DNA biosensors are reviewed. The prospects of the multi-labeled nanoparticles, which have been used for biomolecular recognition and enhancing signal, are discussed emphatically for the simultaneous multianalyte detection in bioanalysis.

Key words: nanomaterial; electrochemistry; biosensor; bioelectroanalysis

生命科学的飞速发展对生物分析提出了大量的新课题, 如多肽、核酸、蛋白质、生物活性物质等的快速和超灵敏检测分析。生物传感器是一种全新的生物分析检测技术, 与传统检测技术相比, 生物传感器具有选择性高、分析速度快、操作简易和仪器价廉等特点, 可进行在线甚至活体分析, 在生物分析领域中得到了高度重视和广泛应用。由于纳米材料的独特性质, 如尺寸效应、量子效应、表面效应和界面效应, 使其在提高生物传感器性能上有着巨大的应用价值。各种纳米材料(如纳米颗粒、纳米微管、纳米线、量子点等)的化学惰性和生物相容性可以大大提高生物传感器的灵敏度及稳定性, 极大地提升了传统生物传感器的发展空间, 成为当前生物分析的研究热点。

1 纳米材料与基于纳米材料的生物电分析

纳米材料是指结构单元的尺寸介于 1~100 nm 之间的材料, 其理化性质既不同于微观的分子和原子, 也不同于宏观的本体物质, 具有表面效应、量子效应、小尺寸效应和宏观量子隧道效应等特征, 并由此表现出一系列与本体物质性质有显著差异的独特的光学、磁学、热学、力学、电学、良好的生物相容性以及催化性能^[1-2], 因此在诸多领域得到了日益广泛的应用。纳米科学的迅速发展, 渗透到不同学科, 纳米尺度上的生物分析化学是当今国际生物分析领域研究的前沿和发展方向, 其研究重点包括纳米生物材料的制备、纳米器件的制备及在生物医学中的应用、纳米生物传感阵列及 DNA 芯片、

收稿日期: 2011-10-20; 修回日期: 2011-10-21

基金项目: 国家自然科学基金项目(21075100); 教育部资金项目(Project 708073); 重庆市自然科学基金项目(CSTC-2009BA1003)

* 通讯作者: 袁若, 博士, 教授, 研究方向: 生物电分析, Tel: 023-68252277, E-mail: yuanruo@swu.edu.cn

单分子检测等。将纳米技术应用于生物分析, 在生物分子的标记和检测、纳米生物传感器、纳米生物芯片等技术的开发和应用方面已取得重要进展^[3], 其中, 金属纳米粒子、量子点纳米粒子和功能化复合纳米粒子在生物分析中的应用尤其广泛。同时, 纳米粒子放大标记以及纳米粒子-生物分子自组装标记物(或生物分子探针)产生的极大信号增强作用, 为构建超灵敏的光学或电学检测奠定了基础, 也成为构建多组分同时检测的生物分析的研究重点和热点。生物传感器是具有高度选择性的检测器, 依据生物活性物质(如酶、抗体、核酸、细胞等)作为生物敏感基元, 对被测的某种目标物具有特定的选择性亲和力, 根据亲和力是否存在及大小, 来判定特定物质是否存在及其浓度大小。纳米材料特别是新型纳米生物材料和纳米复合材料由于具有很强的吸附能力、良好的定向能力和生物相容性, 使其能有效解决敏感材料的固定及再生问题, 极大地提升了传统生物传感器的发展空间, 大大地提高了生物传感器的灵敏度及稳定性, 能缩短检测时间并实现高通量实时检测。

生物传感器的内部结构一般由两大部分组成, 即生物受体和信息变换。信息变换部分即信号检测方法, 常用的有电化学、光学、热和质量分析方法。电化学方法是一种理想的检测方法, 电化学生物传感在提高选择性和灵敏度方面具有独特的优势。纳米材料在生物电化学传感器中所起的主要作用有催化作用、电子传导作用、增大响应界面以及作为分析标记物等。目前电化学生物传感器中应用的纳米材料主要有金属纳米粒子、氧化物纳米粒子、半导体量子点纳米粒子和纳米管、线等。

2 纳米材料在电化学生物传感器及生物电分析领域中的应用

21 世纪有关免疫和 DNA 的研究是生命分析科学的重要基础。免疫分析以及 DNA 的杂交和检测在研究基因缺损与异常, 病变机理, 疾病的诊断、预防、治疗以及药物筛选和法医鉴定中已被广泛应用^[4]。下文主要阐述了纳米粒子在电化学免疫传感器、电化学 DNA 传感器以及生物电分析领域中的应用, 着重介绍了以纳米材料作为载体设计新型具有生物分子识别和电信号增强作用的纳米标记方法及其在生物分析领域多组分同时检测中的应用。

2.1 在免疫分析中的应用

电化学免疫分析是电化学技术和免疫学相结合发展起来的具有选择性高、测定速度快、操作简单的一种分析技术, 非常适合于癌症疾病的诊断。电化学免疫分析能克服其他免疫分析及免疫传感器检测方法的缺陷, 如放射免疫分析存在放射活性物半衰期短、损害健康, 光学免疫分析存在对有色样品及不纯样品灵敏度的限制。近年来, 已有大量有关电化学免疫分析的报道^[5-9]。电化学免疫传感器是以抗体(或抗原)作为分子识别元件, 将免疫反应的特异性与电化学转换器相结合的免疫传感器。通过电极式传感元件将因免疫反应所引起的化学物质浓度变化信号转化为电信号。

纳米材料研究工作的广泛开展, 为生物电分析提供了更为广阔的空间, 电流型免疫传感器是纳米材料最有前景的应用领域之一。在电流型免疫传感器的研究应用中引入纳米材料: 一方面, 纳米材料比表面积大、吸附能力强, 不仅能将抗体等生物大分子牢固地吸附在其表面并保持生物活性, 而且将其引入到电极界面, 还可以有效增加电极的活性面积, 加快电子传递, 增强电极的导电性, 从而提高响应速度, 进而改善传感器的性能; 另一方面, 以纳米材料载体将抗体与标记物制备成具有识别和信号放大作用的生物纳米探针, 进行夹心免疫反应将其引入传感器界面上, 可增强电流型免疫传感器的分析性能, 从而实现低浓度抗原的放大检测。

Zhang 等^[10]通过共价交联的方法将捕获抗体固定, 夹心免疫反应模式将铂纳米粒子标记抗体引入电极表面, 利用种子-介导法在电极上形成的大量铂对过氧化氢进行催化来放大响应信号, 检测下限可达 $1 \text{ fg} \cdot \text{mL}^{-1}$ 。

Malhotra 等^[11]用树林状的单壁碳纳米管修饰电极作为仿生界面固定捕获抗体, 利用生物素-亲和素作用将辣根过氧化物酶和抗体固定得多壁碳纳米管上作为生物耦合物探针, 采用夹心免疫反应模式, 利用酶对底物的催化放大生物识别反应的信号。结果显示, 多壁碳纳米管和生物素-亲和素作用能显著提高酶的固载量, 更好地放大响应信号, 检测下限可达 $0.5 \text{ pg} \cdot \text{mL}^{-1}$ 。

Fu 等^[12]用聚多巴胺作为有效的基质负载抗体, 并将其和大量铂纳米粒子作为生物耦合物探针用于夹心型的免疫测定, 该探针对过氧化氢具有高效的催化活性, 可有效放大响应信号, 检测下限可达

0.018 ng · mL⁻¹。

Tang 等^[13]用反胶束法合成了电活性物质硫堇和酶掺杂的二氧化硅纳米颗粒, 用其标记抗体, 构建夹心型的免疫传感器。大量的酶可有效放大响应信号, 提高测定灵敏度; 硫堇可作为酶活性中心与电极表面电子转移的媒介体, 提高传感器的响应速度。以 CA125 为模型分析物, 其线性范围为 0.1 ~ 450 U · mL⁻¹, 并具有较好的重复性和稳定性。

Jiang 等^[14]利用重氮化 - 耦合方法成功制备出具有电化学活性的生物耦合纳米探针, 并将其作为电化学信号增强试剂, 构建了一种新型的电流型免疫传感器(图 1)。该免疫传感器具有双重放大电化学信号的作用, 一方面大量结合于纳米探针中的酶 HRP 和电子媒介体硫堇通过夹心免疫反应模式被引入到电极表面, 另一方面 HRP 能显著增强 H₂O₂ 对硫堇的氧化反应, 从而产生增强的催化还原峰电流。因此, 这种基于含电子媒介体耦合物放大信号的方法具有较高的灵敏度和超低的检测限, 能够检测痕量的肿瘤标志物。该免疫传感器对肿瘤标志物 CEA 的检测限为 0.7 pg · mL⁻¹。

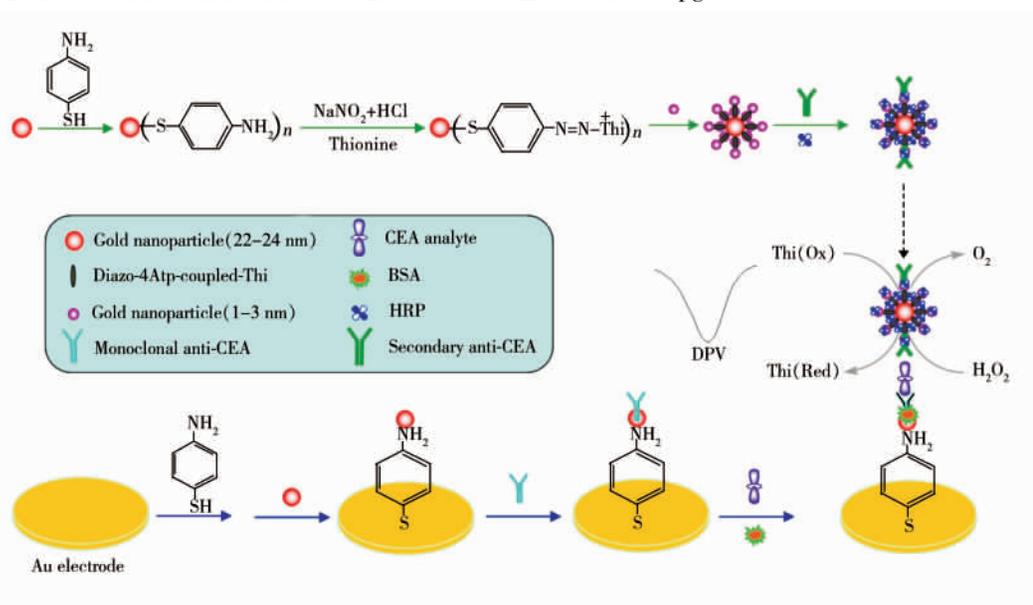


图 1 重氮化 - 耦合功能化纳米金生物耦合纳米探针的制备及夹心电化学免疫传感器制备示意图^[14]

Fig. 1 Preparation of the diazotization - coupling functionalized gold nanoparticles as bioconjugate nanoprobes and construction of the sandwich-type electrochemical immunosensor^[14]

Yang 等^[15]利用 Au - TiO₂ 纳米粒子作为生物相容性敏感传感器界面, 用 HRP 标记抗体 (HRP - Ab₂) 功能化的空心 Pt 纳米微球为标记物 (HRP - Ab₂ - HPtNPs), 以对苯二酚 (H₂Q) 为电子媒介体, 通过 HPtNPs 和 HRP 对 H₂O₂ 催化还原电流信号的放大, 构建了一种新型的电流型免疫传感器(图 2)。该免疫传感器对肿瘤标志物 CEA 的检测限为 12 pg · mL⁻¹。

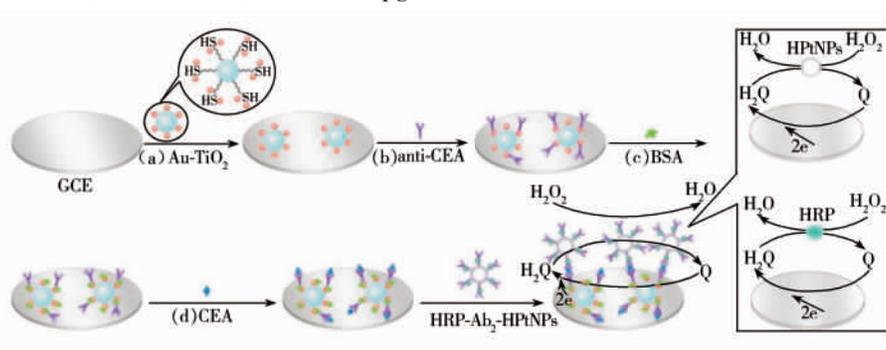


图 2 免疫传感器的修饰示意图^[15]

Fig. 2 Schematic illustration of stepwise fabrication process of the immunosensor^[15]

a. dropping of the Au - TiO₂ hybrid; b. anti-CEA loading; c. blocking with BSA; d. immunoreaction of CEA and anti-CEA; e. incubation of the solution containing HRP - Ab₂ - HPtNPs

近年来, 尽管基于纳米材料作为仿生界面固载生物蛋白的技术和信号增强技术对单个免疫蛋白的

电化学免疫传感器的研究得到了较大发展,但单个分析物的检测效率并不高,因此在 1 份样品中同时测定 2 种或 2 种以上分析物的多组分同时检测的免疫分析引起了人们的关注。多组分免疫分析技术主要有两种方法。一种是基于多组分定位包被的空间分辨模式^[16-17],即在不同固相或同一固相载体的不同反应区带上包被不同的抗体,用同一标记物进行测定。基于以上原理,美国 Wilson 教授研究小组^[18]通过雕刻技术在玻璃基质上建立不同的工作电极,实现了多种分析物的同时测定;南京大学鞠焜先教授研究小组^[19]应用溶胶凝胶技术、丝网印刷技术、微流控注射技术等建立了多电极微阵列免疫传感器用于多组分同时测定;西南大学袁若教授研究小组^[20]将 4 种不同的肿瘤标志物抗体修饰到磁性复合纳米颗粒的表面,在外加磁场作用下,分别固定在自制微流检测池的 5 个工作电极上,并在每个工作电极后放 1 个外加磁铁,通过电位仪实现了对 4 种肿瘤标志物的同时检测。

另外一种是基于多种信号探针标记模式,该模式要求探针要有兼容的分析条件和显著的信号差别,即利用不同的信号探针标记物对不同的抗体进行标记,利用不同标记物信号的差别实现多组分的同时免疫分析。基于以上原理,美国 Wang 教授研究小组^[21]采用不同的量子点标记不同的抗体实现了在同一敏感界面的多组分同时免疫分析,其检测过程是在完成夹心免疫反应后,通过酸解作用将标记的量子点中的金属离子洗脱到测试池中,利用电化学溶出伏安法测定不同金属离子的含量,从而实现了对分析物的间接检测;美国 Lin 教授研究小组^[22]通过合成不同的金属磷酸盐纳米颗粒,用生物素对其进行功能化,将含有不同金属元素的纳米颗粒分别标记到不同的抗体上,通过酸解作用释放出金属离子,用方波溶出伏安法测定不同金属离子的浓度,间接实现了对抗原含量的检测。

Song 等^[23]利用交联剂将 *L*-半胱氨酸接枝到壳聚糖上,制得具有丰富巯基和氨基的生物复合物,并用以固定纳米金,进而同时固定 2 种抗体(Ab_1),制备得到可同时捕获 2 种分析物的生物传感界面。将具有显著信号差别的 2 种电活性物质标记到 2 种抗体(Ab_2)上,进而同 HRP 一起将其固定到 HPtNPs 上,设计了具有识别作用和信号放大作用的生物耦合探针,通过夹心免疫反应模式,利用固定在具有良好生物兼容性敏感界面上的 2 种捕获抗体将其结合到传感器界面上。由于生物探针中的 HRP 和 HPtNPs 对底物具有协同催化行为,能有效放大信号,提高灵敏度,从而实现了对 2 种低浓度生物分子的放大检测。根据 2 种电活性物质伏安峰电位的差异,研制了基于同一敏感界面的可进行两组分分析物同时测定的高灵敏电化学免疫传感器(图 3)。

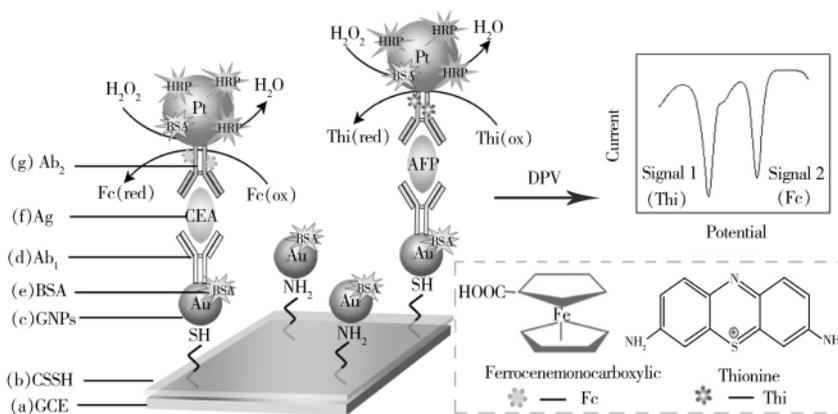


图 3 基于同一敏感界面的两组分分析物同时测定的高灵敏电化学免疫传感器^[23]

Fig. 3 Schematic illustration of the stepwise simultaneous multianalyte electrochemical immunosensor fabrication process and interaction of antibody-antigen on the same sensing platform^[23]

Ab_1 and Ab_2 represented the primary antibody (capture antibody) and tracer secondary antibody (signal antibody)

2.2 在 DNA 分析中的应用

核酸是遗传信息的载体和基因表达的基础,在生命过程中扮演着重要角色。疾病基因水平上的诊断要求必须快速、准确地测定 DNA。其通常方法是用聚合酶链反应(PCR)进行目标放大或进行“熔解变性”以区分目标 DNA 片段和错配的 DNA 片段,但 PCR 需要特定的仪器和试剂,“熔解变性”则是一个十分复杂的过程。因此,如何发展不需要 PCR 和“熔解变性”的高灵敏检测 DNA 的方法,是生

物分析研究面临的一项巨大挑战。基于核酸杂交过程的 DNA 传感器结合了生物识别过程的特异性以及物化传感器的高灵敏性,为 DNA 分析提供了一种很有前景的方法,促进了 DNA 传感器在基因疾病的诊断、基因表达差异的测量以及法庭科学、药物筛选与环境监测等方面的发展。与光学及压电传感器相比,电化学 DNA 传感器因具有高灵敏性、便携性等特性而获得广泛关注。电化学 DNA 传感器通过将单链 DNA、寡聚核苷酸或肽氨酸(PNA)探针固定在电极表面,并与样品中的互补 DNA 链或寡聚核苷酸碱基配对进行识别。通过检测电活性指示剂的电流变化,或由于双螺旋结构形成而产生的电流、界面性质的变化来检测 DNA^[24]。

纳米粒子标记法和改进固定化方法成为提高电化学 DNA 灵敏度的两条途径,其中,纳米粒子标记法是最常用的一种方法。将纳米粒子引入电化学 DNA 生物传感器中,能显著提高电化学 DNA 生物传感器的灵敏度、重现性和选择性等,基于纳米粒子的电化学 DNA 生物传感器已成为新一代的 DNA 检测方法^[25-27]。基于纳米粒子的电化学基因检测常用的粒子有胶体金、纳米银、量子点和合金纳米粒子等,这些纳米粒子为通过电化学传感的表面 DNA 识别和电化学响应信号的放大提供了有效方法。

陈洪渊研究小组^[28]利用纳米金胶的良好生物相容性,将肝细胞成功地组装在金纳米粒子上,构建了“肝细胞/纳米金胶”仿生功能界面,以壳聚糖为稳定剂和催化剂,合成了金胶-壳聚糖功能化的具有生物相容性和亲水性的纳米粒子,有利于定向排列生物分子并保持其生物活性。在这些生物传感器中,金属纳米粒子除固定生物功能物质外,还起着重要的电子传递及导电作用。

Zhang 等^[29]将巯基乙醇和巯基化的 DNA 同时组装到金电极上,引入纳米金粒子进行信号放大,并以 $[\text{Ru}(\text{NH}_3)_6]^{3+}$ 为指示剂,采用循环伏安法、计时库仑法对结果进行了表征,该电极对 DNA 的检测灵敏度达 10 fmol/L 。

量子点在电化学 DNA 生物传感器的研究中也得到了广泛应用。Wang 等^[30]用纳米 CdS 标记的 DNA 探针与吸附在磁性微粒上的待测 DNA 杂交后,利用外磁场将杂交分子吸附于电极表面,采用电化学溶出法检测 Cd^{2+} 。该法大大降低了检出限,cs-DNA 的检出限可达 100 fmol 。Zhu 等^[31]将纳米 CdS 标记寡核苷酸作为探针,以滴汞电极上阴极溶出镉的电化学信号作为分析信号进行 DNA 序列检测,互补 DNA 的检出限可达 $0.2 \text{ pmol} \cdot \text{L}^{-1}$ 。

Wang 等^[32]利用电化学译码技术(Codingtechnology),结合 CdS、ZnS、PbS 3 种纳米粒子的电化学溶出检测,同时测定多个 DNA 目标分子。巯基寡核苷酸探针功能化的量子点为相应的靶 DNA 提供了明显的电化学杂交信号的伏安识别方法(见图 4)。溶出峰的位置和大小可体现靶 DNA 的识别和定量信息,结合溶出伏安的放大作用,可使该方法的检测限达 $\text{fmol} \cdot \text{L}^{-1}$ 级。磁性微粒上标记多个不同的单链 DNA 序列,与不同纳米粒子标记的探针杂交后,酸性条件下化学法溶出金属离子,利用阳极溶出伏安法在不同电位下检测多个不同的 DNA 序列,为多种 DNA 的序列检测提供了新的思路。

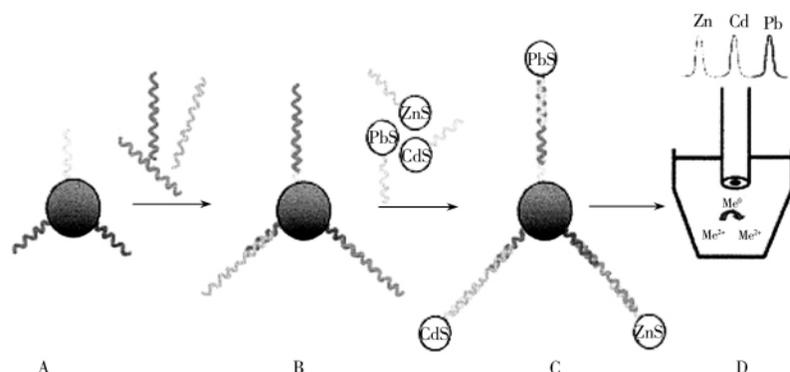


图 4 多靶电化学 DNA 同时检测示意图^[32]

Fig. 4 Multi-target electrical DNA detection protocol based on different inorganic colloid nanocrystal tracers^[32]

A. introduction of probe-modified magnetic beads; B. hybridization with DNA targets; C. second hybridization with QD-labeled probes; D. dissolution of QDs and electrochemical detection

尽管单种序列的分析取得了重大进步,但在同一位点同时分析多种 DNA 的序列仍具有很大挑战性。Xiang 等^[33]设计了一种无试剂、一次性、灵敏、能在同一位点同时检测多种目标物的基因传感器

(图 5), 能同时分别检测来自鼠伤寒沙门氏杆菌病原体 (*gyrB* 基因) 和直肠肿瘤 (*K-ras* 基因) 的基因生物标记物。这种多基因检测传感器的原理是在一次性的印刷碳电极上, 分别固定上用 2 种不同氧化还原探针 (MB 和 Fc) 标记的 DNA 链, 使其在电极表面形成一个环型的发夹结构, 进而使得氧化还原探针靠近电极表面, 当加入的目标 DNA 链与之杂交形成双链直立起来时, 氧化还原探针远离电极表面, 其电流强度发生变化。氧化还原探针 MB 和 Fc 的峰电流位置不同 (MB: -0.28 V 和 Fc: $+0.25\text{ V}$), 其峰电流的大小变化能分别反映出 2 种目标序列的浓度。

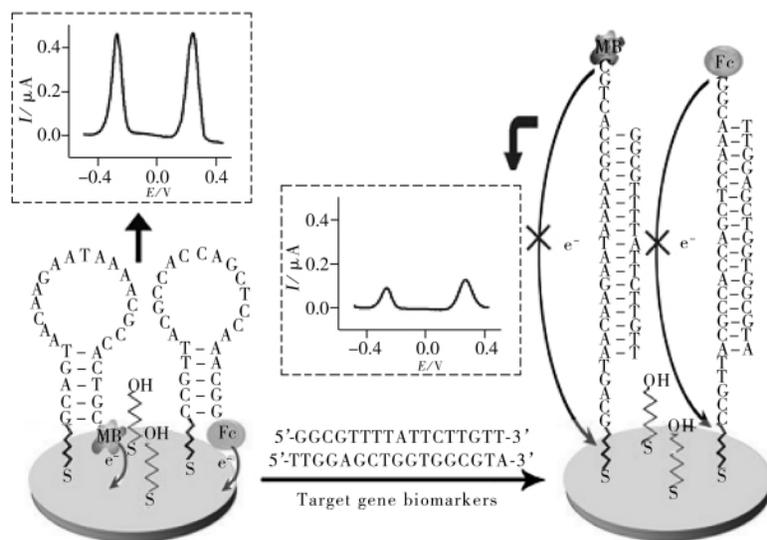


图 5 传感器原理图^[33]

Fig. 5 Schematic illustration of the principle of the sensor^[33]

3 展 望

纳米材料的引入和纳米技术的采用, 为设计超灵敏的生物传感器和生物分析方法提供了难得的机遇。以纳米标记的电化学免疫传感器和电化学 DNA 传感器为蛋白质和核酸的超灵敏检测提供了基础。基于新型纳米技术、蛋白固载技术和信号增强技术的针对单个免疫蛋白和 DNA 检测的电化学免疫传感器的研究将会持续得到广泛关注, 而基于同一电极敏感界面的多组分同时检测的高灵敏电化学生物传感器, 由于只需在同一样品检测池中进行生物识别反应, 且操作简便、检测快速, 可有效减少批间差异, 降低背景干扰, 为多种痕量血清标志物或多种 DNA 序列的同时快速灵敏检测提供了一个新思路, 其研究成果具有重要的临床医学意义。

参考文献:

- [1] Chen Y, Liu Z M, Wang J. *Chin. J. Med. Equip.* (陈钰, 刘仲明, 王捷. 医疗卫生装备), **2009**, 30(6): 31-33.
- [2] Wang Q, Zhang H F, Luo K, Zheng J B. *J. Chem. Res. Appl.* (王琦, 张宏芳, 骆凯, 郑建斌. 化学研究与应用), **2008**, 20(10): 1247-1253.
- [3] Zhang Y D. *Nanobiological analyzing chemistry and molecular biology*. Beijing: Chemical Industry Press (张阳德. 纳米生物分析与分子生物学. 北京: 化学工业出版社), **2006**.
- [4] Wang E K, Chen Y. *Analytical chemistry in life science*. Beijing: Science Press (汪尔康, 陈义. 生命分析化学. 北京: 科学出版社), **2006**.
- [5] Ronkainen M N J, Thomas J H, Halsall H B, Heineman W R. *TrAC, Trends Anal. Chem.*, **2002**, 21(4): 213-225.
- [6] Andrey L G, Plamen A, Michael W, Ebtisam W. *Biosens. Bioelectron.*, **1998**, 13(1): 113-131.
- [7] Adam B H, Brian H, William R H. *Biosens. Bioelectron.*, **2005**, 20(12): 2488-2503.
- [8] Shi H, Sun X L, Wang H X, Zhang Y Z, Li Z J. *J. Instrum. Anal.* (石慧, 孙秀兰, 王洪新, 张银志, 李在均. 分析测试学报), **2009**, 28(6): 633-637.
- [9] Zhou Y M, Wang Y D, Wang H, Wu Z Y, Shen G L. *J. Instrum. Anal.* (周亚民, 王永东, 王桦, 吴朝阳, 沈国励. 分析测试学报), **2006**, 25(4): 20-23.

- [10] Zhang J, Ting B P, Khan M, Pearce M C, Yang Y Y, Gao Z Q, Ying J Y. *Biosens. Bioelectron.*, **2010**, 26(2): 418–423.
- [11] Malhotra R, Patel V, Vaqu J P, Gutkind J S, Rusling J F. *Anal. Chem.*, **2010**, 82(8): 3118–3123.
- [12] Fu Y C, Li P H, Wang T, Bu L J, Xie Q J, Xu X H, Lei L H, Zou C, Chen J H, Yao S Z. *Biosens. Bioelectron.*, **2010**, 25(7): 1699–1704.
- [13] Tang D P, Su B L, Tang J, Ren J J, Chen G N. *Anal. Chem.*, **2010**, 82(4): 1527–1534.
- [14] Jiang W, Yuan R, Chai Y Q, Mao L, Su H L. *Biosens. Bioelectron.*, **2011**, 26(5): 2786–2790.
- [15] Yang H C, Yuan R, Chai Y Q, Mao L, Su H L, Jiang W, Liang M. *J. Biochem. Eng.*, **2011**, 56(3): 116–124.
- [16] Fu Z F, Liu H, Ju H X. *Anal. Chem.*, **2006**, 78(19): 6999–7005.
- [17] Tang D P, Tang J, Su B L, Ren J J, Chen G N. *Biosens. Bioelectron.*, **2010**, 25(7): 1658–1662.
- [18] Wilson S M, Nie W Y. *Anal. Chem.*, **2006**, 78(18): 6476–6483.
- [19] Wu J, Yan F, Tang J H, Zhai C, Ju H X. *Clin. Chem.*, **2007**, 53(8): 1495–1502.
- [20] Tang D P, Yuan R, Chai Y. *Clin. Chem.*, **2007**, 53(7): 1323–1329.
- [21] Liu G D, Wang J, Kim J, Jan M R. *Anal. Chem.*, **2004**, 76(23): 7126–7130.
- [22] Liu G D, Wu H, Wang J, Lin Y H. *Small*, **2006**, 2(10): 1139–1143.
- [23] Song Z J, Yuan R, Chai Y Q, Zhuo Y, Jiang W, Su H L, Che X, Li J J. *Chem. Commun.*, **2010**, 46(36): 6750–6752.
- [24] Ju H X, Qiu Z Y, Ding S J. *Analytical biochemistry*. Beijing: Science Press(鞠焯先, 邱宗荫, 丁世家. 生物分析化学. 北京: 科学出版社), **2007**.
- [25] Niemeyer C M. *Science*, **2002**, 297(5578): 62–63.
- [26] Koropchak J A, Sadain S, Yang X, Magnusson L, Heybroek M, Anisimov M, Kaufman S L. *Anal. Chem.*, **1999**, 71(11): 386A–394A.
- [27] Jain K K. *Expert Rev. Mol. Diagn.*, **2003**, 3(2): 153–161.
- [28] Feng J J, Ge Z, Xu J J, Chen H Y. *J. Anal. Biochem.*, **2005**, 342(2): 280–286.
- [29] Zhang J, Song S P, Zhang L Y, Wang L H, Wu H P, Pan D, Fang C H. *J. Am. Chem. Soc.*, **2006**, 128(26): 8575–8580.
- [30] Wang J, Liu G D, Polsky R, Merkoçi A. *Electrochem. Commun.*, **2002**, 4(9): 722–726.
- [31] Zhu N N, Zhang A P, He P G, Fang Y Z. *Analyst*, **2003**, 128(3): 260–264.
- [32] Wang J, Liu G D, Merkoçi A. *J. Am. Chem. Soc.*, **2003**, 125(11): 3214–3215.
- [33] Xiang Y, Qian X Q, Chen Y, Zhang Y Y, Chai Y Q, Yuan R. *Chem. Commun.*, **2011**, 47(7): 2080–2082.

《分析测试学报》关于“新仪器、新方法展示专场” 栏目的征稿说明

随着科技的不断进步,分析技术的进步越来越倚重分析仪器的发展和创。为促进国内外新型分析仪器的展示与分析方法的交流,提高我国分析技术研究实力和水平,《分析测试学报》特新开设了“新仪器、新方法展示专场”栏目。栏目征稿要求及说明如下:

一、征稿内容:国内外新开发或刚投入市场的分析仪器及其实际应用介绍。具体内容如下:①仪器装置:包括设备名称、型号,仪器照片或仪器结构示意图,制造厂商等;②仪器原理简介;③技术指标;④应用范围;⑤实例与应用:包括特征样品的前处理方法、谱图、分析参数(准确度、精密密度、检出限数据及线性范围等)。

二、稿件格式:标题3号黑体,公司名字小5号宋体,正文5号宋体,一级标题4号黑体,二级标题小4号黑体,表题及图题小5号宋体,表内及图内文字为6号宋体。

三、字数要求:不超过3000字/篇,即不超过本刊2个版面。

四、该栏目文章将同时上传到本刊网站,供广大的读者阅读,以扩大影响。

五、本刊将定期对该栏目中的新仪器进行汇总、分类,向广大作者、读者推介,并将读者对于新仪器的相关意见反馈给仪器厂商。