

基于生物传感技术的食源性大肠杆菌 O157:H7 快速检测研究进展

林心可^{1,2}, 张令梅^{1,2}, 邱万伟^{1*}, 刘国东^{3*}

(1. 安徽科技学院 生物医学与健康学院, 安徽 滁州 233100; 2. 安徽科技学院 食品科学与工程学院, 安徽 滁州 233100; 3. 临沂大学 化学化工学院, 山东 临沂 276005)

摘要: 大肠杆菌 O157:H7 (*E. coli* O157:H7) 是一种常见的食源性致病菌, 对人类健康造成巨大威胁, 及时快速的分析检测至关重要。近年来, 由于生物传感技术的不断进步, 对大肠杆菌的检测越来越多元化, 一系列快速、灵敏、特异检测大肠杆菌的方法被不断完善。该文对近5年来基于生物传感技术的食源性大肠杆菌 O157:H7 快速检测相关文章进行综述, 阐述了基于电信号、光信号和侧流式生物传感器检测的原理、优缺点, 并就该领域的新技术和发展趋势进行了讨论。

关键词: 生物传感器; 食源性致病菌; 大肠杆菌 O157:H7 (*E. coli* O157:H7); 食品安全

中图分类号: O657.1; TP212.2 **文献标识码:** A **文章编号:** 1004-4957(2025)12-2641-08

Progress in the Rapid Detection of Foodborne *E. Coli* O157:H7 Based on Biosensing Technology

LIN Xin-ke^{1,2}, ZHANG Ling-mei^{1,2}, QIU Wan-wei^{1*}, LIU Guo-dong^{3*}

(1. School of Biomedical Sciences and Health, Anhui Science and Technology University, Chuzhou 233100, China; 2. School of Food Science and Engineering, Anhui Science and Technology University, Chuzhou 233100, China; 3. School of Chemistry and Chemical Engineering, Linyi University, Linyi 276005, China)

Abstract: *Escherichia coli* O157:H7 (*E. coli* O157:H7) is a common foodborne pathogen, which poses a great threat to human health. Timely and rapid analysis and detection of *E. coli* O157:H7 are essential. In recent years, due to the continuous progress of biosensor technology, the detection of *E. coli* has become more and more diversified, and a series of rapid, sensitive and specific methods for detecting *E. coli* have been continuously improved. In this paper, the related articles on the rapid detection of foodborne *E. coli* O157:H7 based on biosensor technology in the past five years were reviewed. The principle, advantage and disadvantage of the detection based on electrical signal, optical signal and lateral flow biosensor were described, and the new technology and development trend in this field were discussed.

Key words: biosensors; foodborne pathogenic bacteria; *Escherichia coli* O157:H7 (*E. coli* O157:H7); food safety

大肠杆菌 O157:H7 (*E. coli* O157:H7) 是一种重要的食源性病原菌, 具有显著的致病性和公共卫生危害。传统的分离鉴定法、免疫学检测技术、聚合酶链式反应 (PCR) 等分子生物学等技术日趋成熟。传统方法虽然是检测大肠杆菌 O157:H7 的金标准, 结果安全可靠, 能够分离出活的细菌, 便于进一步的分析和鉴定, 但其过程耗时, 通常需要 4~7 d 才能得到结果, 且操作复杂^[1-2]。PCR 方法虽然检测速度快, 特异性和敏感性高, 能检测出极低浓度的细菌 DNA, 但需要昂贵的设备和消耗品, 且易受到样本中抑制剂以及环境 DNA 的污染^[1,3]。酶联免疫吸附测定法 (ELISA) 灵敏度高, 特异性强, 易于标准化和批量处理, 但操作程序相对繁琐, 需较高的实验操作技能和设备, 因此也限制了方法的快速检测^[4-5]。随着生物传感技术的不断发展, 食源性致病菌的检测效率更高, 特异性更强, 在致病菌快速检测方面体现出良好的检测效果。

收稿日期: 2025-03-09; 修回日期: 2025-04-28

基金项目: 安徽省教育厅重点项目 (2022AH051632)

* 通讯作者: 邱万伟, 博士, 讲师, 研究方向: 食品安全快速检测技术, E-mail: qiuww@ahstu.edu.cn

刘国东, 博士, 教授, 研究方向: 生物传感与生物分析, E-mail: liuguodong2@lyu.edu.cn

网络首发时间: 2025-08-18

本文对近 5 年基于生物传感技术的食源性大肠杆菌 O157:H7 快速检测相关文章进行总结, 阐述了其相关检测方法的原理、优缺点, 并就该领域的新技术和发展趋势进行了讨论, 从而为食源性致病菌检测提供了借鉴和参考。

1 生物传感技术在检测大肠杆菌 O157:H7 的应用进展

1.1 基于电信号的生物传感器

基于电信号的生物传感器在检测大肠杆菌 O157:H7 时, 主要依赖于将生物识别事件转化为可测量的电信号变化。这类传感器通常包含一个能够特异性结合目标细菌(如大肠杆菌 O157:H7)的生物识别元件, 以及一个可以将这种结合事件转换为电信号输出的换能器。

1.1.1 电流响应法 近年来, 电流响应法生物传感器在检测大肠杆菌 O157:H7 方面取得了一定进展。这些传感器主要依赖于目标细菌与特定识别元件之间的特异性相互作用, 将特定识别元件通过物理吸附或化学键合的方式固定在电极表面, 形成一个能够选择性捕获目标菌的检测平台。当测试样本中的大肠杆菌 O157:H7 与固定在电极上的特定识别元件结合时, 会导致电极表面的生化特性发生变化, 并将其转化为可测量的电流信号。Meng 等^[6]开发了一种基于石墨烯的介孔电化学生物传感器, 用于定量检测大肠杆菌 O157:H7 (见图 1)。该传感器利用 Ca 掺杂的 $\text{MgAl}_2\text{O}_3\text{-G-SiO}_2$ 纳米材料作为活性成分, 通过电化学特性表征确认了其目标细菌的高度敏感性。Qaanei 等^[7]开发了一种基于适配体的电化学传感器来检测大肠杆菌

O157:H7, 该传感器将适配体附着在制备的电极表面, 通过在电极上涂覆还原氧化石墨烯-聚乙烯醇和金纳米粒子纳米复合材料以增加电极的表面积, 提高传感器的灵敏度。该传感器在 $9.2\sim 9.2\times 10^8$ CFU/mL 范围内与峰电流呈线性关系, 检出限为 9.34 CFU/mL。电流响应法的核心在于将生物识别事件转化为可测量的电化学信号, 通过空间位阻、构象变化、酶催化或导电性改变等机制实现高灵敏检测。不同识别元件的选择(抗体、适配体、噬菌体)决定了信号转换路径的差异, 而电极设计和检测方法的优化则进一步提升了检测性能。

1.1.2 电化学阻抗法(EIS) 电化学阻抗法通过测量电极表面阻抗变化来检测生物分子相互作用。当大肠杆菌 O157:H7 与固定在电极上的生物识别元件(如抗体、适配体)相结合时, 会改变界面电荷转移电阻(R_{ct})或双电层电容(C_{dl}), 从而通过等效电路模型(如 Randles 模型)定量目标物浓度。Duan 等^[8]通过创新性地结合 Cu-MOF 与导电聚合物, 开发了一种高效、低成本的 EIS 免疫传感器。这种基于电化学阻抗法的生物传感器显著提升了大肠杆菌 O157:H7 检测的灵敏度和速度, 其检出限(LOD)低至 1~10 CFU/mL, 优于传统 ELISA (约 10^3 CFU/mL) 和部分 PCR 方法。柏华松^[9]使用 DNA 纳米结构为标签, 构建大肠杆菌 O157:H7 电化学适配体传感器, 当存在大肠杆菌 O157:H7 时, 适配体特异性结合病原体将引发双链解离, 释放的捕获探针通过互补序列捕获信号标签实现电信号的变化。该方法的线性范围为 $10\sim 10^6$ CFU/mL, 检出限为 10 CFU/mL。许多研究表明, 这种基于 EIS 的生物传感器与传统检测方法相比, 既能实现对低浓度大肠杆菌 O157:H7 的检测, 也能缩短检测时间, 且无需对标记物进行特殊处理, 可直接测量电极表面的变化, 从而简化了操作流程并降低了成本^[10]。尽管 EIS 生物传感器可通过抗体或适配体的选择性识别提高特异性, 但在复杂样本中仍可能存在交叉反应的风险, 导致假阳性或假阴性结果^[11]。此外, 温度、pH 值等环境条件的变化也可能会影响 EIS 信号, 进而干扰检测结果的准确性。电化学阻抗法的生物传感器在检测大肠杆菌 O157:H7 时展现出高效、快速的特点, 但在特异性、环境适应性和便携性等方面还有待改进。

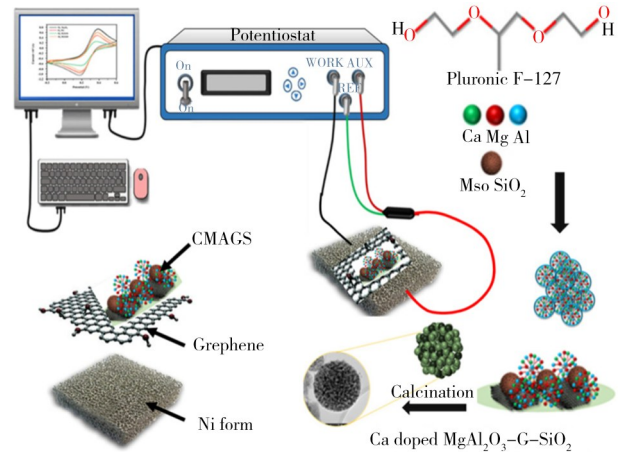


图 1 石墨烯介孔电化学生物传感器定量检测大肠杆菌 O157:H7 流程图^[6]

Fig. 1 Flow chart of graphene mesoporous electrochemical biosensor for quantitative detection of *E. coli* O157:H7^[6]

1.1.3 场效应晶体管(FET) FET生物传感器通过将生物识别元件(如抗体、适配体、噬菌体等)固定在FET的沟道表面,当大肠杆菌 O157:H7 与识别元件结合时,会引起沟道表面的电荷分布变化,从而改变FET的导电性。这种导电性的变化可被精确测量,从而实现目标分析物的检测。Paulose等^[12]开发了一种基于电双层门控场效应晶体管(EDL-gated FET)的DNA传感器。该传感器利用电双层(EDL)效应调控FET沟道的导电性。当目标DNA与固定在FET栅极表面的探针杂交时,EDL的离子分布发生变化,显著放大沟道电流信号。此传感器用于快速、高灵敏检测血清中大肠杆菌的克隆DNA时,LOD低至1 fmol/L,可检测血清中10 CFU/mL细菌裂解液中的目标DNA。Zhou等^[13]利用噬菌体EP01作为识别剂,结合羧基氧化石墨烯(CFGO)和导电炭黑(CB),将其沉积在玻璃碳电极(GCE)表面,构建电化学生物传感器并将其成功应用于鲜奶和生猪肉中大肠杆菌 O157:H7 的定量检测,回收率为60.8%~114.2%。为了进一步增强检测能力,研究人员在FET结构上引入各种修饰层或者功能性涂层。Wei等^[14]采用热变性酪蛋白作为探针链接物固定在石墨烯表面以结合特异性抗体,用于更高效地捕获大肠杆菌 O157:H7(见图2),该方法最低可检测到1 CFU/mL。FET生物传感器技术已经取得了很大进展,但仍需不断优化以满足实际应用中的需求,例如降低成本、简化操作流程以及提高稳定性等。

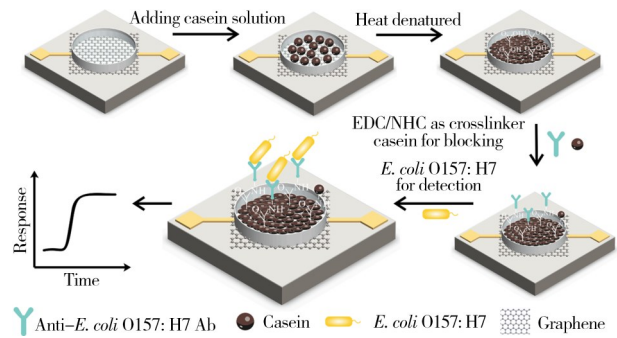


图2 GFET生物传感器对大肠杆菌 O157:H7 的检测示意图^[14]

Fig. 2 Schematic representation for the detection of *E. coli* O157:H7 by the GFET biosensors^[14]

1.2 基于光信号的生物传感器

基于光信号的生物传感器在检测大肠杆菌 O157:H7 时,主要将生物识别事件(如抗原-抗体结合)转化为可量化的光学信号(如颜色、折射率、吸光度变化等),实现对目标物的特异性检测。

1.2.1 比色生物传感器 比色生物传感器是通过设计特定的分子识别元件(如适配体、抗体或纳米酶)与目标细菌结合,并利用颜色变化来指示目标物的存在。比色生物传感器可按照不同体系进行分类,一些研究利用纳米材料(如铜硒化物纳米颗粒[CuSe NPs]或金纳米颗粒[AuNPs])与特定抗体或适配体结合后,在遇到目标细菌时产生颜色变化。Guo等^[15]使用CuSe NPs作为信号分子,通过磁分离去除未结合的探针,最终形成可见的颜色变化,以此判断样品中是否含有大肠杆菌 O157:H7。另一种常见的策略是利用酶促反应放大信号。Wang等^[16]使用了一种智能比色传感平台,该平台集成了原位免疫磁性分离功能,并通过辣根过氧化物酶(HRP)催化底物生成颜色产物,从而实现对大肠杆菌 O157:H7 的高度敏感检测。Song等^[17]开发了一种新型比色传感器,该传感器利用适配体增强金纳米簇的类过氧化物酶性质,用于检测牛奶中的大肠杆菌 O157:H7。

此外,等温扩增技术也被应用于比色检测中。环介导等温扩增(LAMP)是一种高效、快速且易于实施的大肠杆菌 O157:H7 检测手段,它不仅具备较高的灵敏度和特异性,还能显著缩短检测时间,适用于现场即时检测需求^[18]。Xia等^[19]通过使用六个特异性引物靶向遗传标记z3276进行LAMP反应,并在检测中使用标记有荧光素异硫氰酸酯(FITC)或地高辛(Dig)的环引物,从而实现对目标菌株的快速、敏感和特异性检测。此外,结合其他技术(如CRISPR/Cas系统)可进一步提高检测精度和效率^[20]。

1.2.2 等离子体光学生物传感器 等离子体生物传感器通常依赖于特定的生物识别元件(如抗体、适配体或噬菌体)与目标病原体之间的特异性结合事件。当这些识别元件固定在具有特殊光学性质的纳米结构表面时(例如金纳米颗粒、银纳米颗粒等),一旦发生靶标分子的结合,会导致局部折射率发生变化,从而导致表面等离子体共振信号的变化。近年,等离子体光学生物传感器由于灵敏度高和特异性好等原因在致病菌检测中被广泛应用。Eser等^[21]使用这种传感器在纯培养物和人工污染的月桂叶样品中表现出色,可以区分细菌浓度范围为 10^3 ~ 10^7 CFU/mL。此外,为了提高检测效率和准确性,Jiang等^[22]设计了一种双重信号增强的光纤表面等离子体共振(SPR)传感器,用于提高大肠杆菌 O157:H7 的检测灵敏度。该传感器表面通过氧化石墨烯(GO)进行修饰作为信号增强层,并使用金纳米粒子

(AuNPs)进行二次信号放大。与传统光纤SPR传感器相比,该方法可将灵敏度提高4个数量级。对于大肠杆菌O157:H7,检出限为142 CFU/mL,检测范围为 $10^3\sim 10^7$ CFU/mL。等离子体光学生物传感器凭借卓越的检测灵敏度与特异性,展现出作为多种致病微生物快速筛查通用型检测平台的广阔潜力,为食品安全领域提供了创新性技术解决方案。

1.2.3 表面增强拉曼生物传感器 表面增强拉曼散射(SERS)技术在检测大肠杆菌O157:H7时,主要依赖于其独特的信号放大机制。SERS将待测物质吸附到具有高电子密度的金属纳米结构表面,极大地增强了拉曼散射信号,使得原本微弱的拉曼信号变得足够强^[23]。此技术在检测大肠杆菌O157:H7的过程中,通常会使用抗体或适配体修饰的金属纳米粒子作为SERS探针,这些探针能够与目标细菌结合,并在激光照射下产生特征性的拉曼信号。由于纳米粒子的存在,这种信号得到显著增强,因此可以实现对极低浓度大肠杆菌O157:H7的高灵敏度检测。此外,为了提高检测的选择性和准确性,研究人员还开发了多种基于SERS方法来区分不同类型的微生物。例如,Zhang等^[24]利用磁性纳米颗粒先对样本中的大肠杆菌O157:H7进行分离和富集,然后再用SERS技术对其进行定量分析,如图3所示,该方法检出限低至2 CFU/mL。

尽管SERS技术具有极高的灵敏度,但在实际应用中,复杂的样品基质(如食品、水样等)可能会引入背景信号干扰,影响检测结果的准确性。而且信号强度可能受到多种因素的影响,如纳米基底的制备方法、环境条件等,这些因素会导致实验结果的重复性和稳定性较差。SERS技术也因所需的纳米材料和仪器设备相对昂贵,限制了其广泛应用^[25]。SERS技术在检测大肠杆菌O157:H7方面具有显著的优势,但也面临一些挑战。因此未来的研究应致力于克服这些局限性。

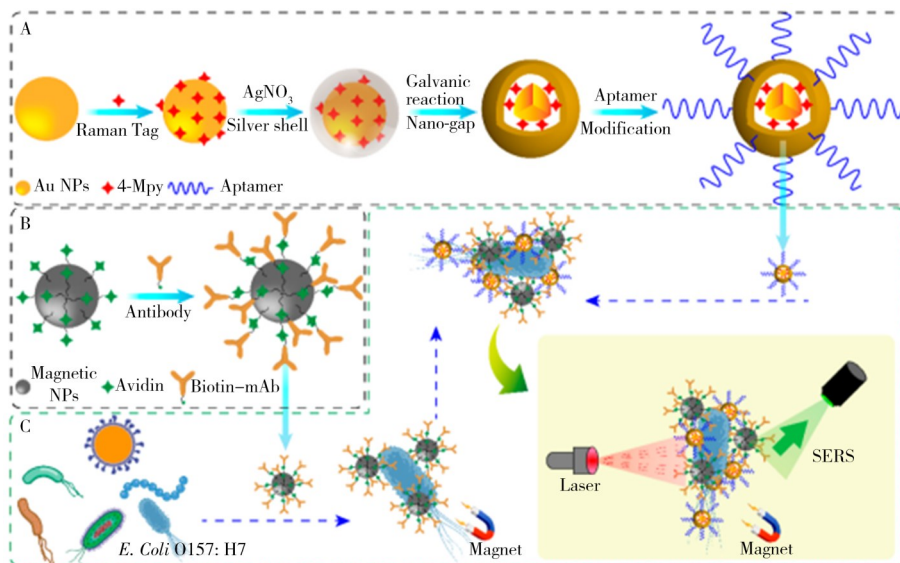


图3 基于免疫磁分离和标记表面增强拉曼散射的大肠杆菌O157:H7超敏分析^[24]

Fig. 3 *E. coli* O157:H7 hypersensitivity analysis based on immunomagnetic isolation and labeled surface-enhanced Raman scattering^[24]

A, B: procedures for the preparation of the SERS probe and immunomagnetic separation probe (SERS探针与免疫磁分离探针制备流程); C: principle of the developed sensor for capture and enhanced specific detection of pathogens (用于病原体捕获与特异性增强检测的传感器工作原理)

1.3 基于侧流式生物传感器的检测方法

针对大肠杆菌O157:H7的检测,基于侧流式生物传感器的检测方法取得了显著进展。这些传感器利用纳米材料的独特光学性质,以实现高灵敏、快速且可视化的检测方法。这类传感器因操作简便、成本低廉以及便携性而被广泛应用,但在实际应用中,其灵敏度较低是一个主要限制因素。为提高这些传感器的性能,可采取多种策略优化纳米粒子的尺寸和均匀性,以增强视觉检测信号和定量数据,从而实现对大肠杆菌O157:H7的高效检测^[26-29]。

1.3.1 基于适配体识别策略 Li等^[30]利用适配体-金纳米颗粒复合物构建了针对大肠杆菌O157:H7的免疫层析试纸条。这种方法采用了夹心型格式,即初次适配体结合纳米金作为信号探针,二次适配体涂覆在NC膜上作为捕获探针,以提升检测性能,检出限为 10^4 CFU/mL。该试纸在10 min内完成检测,

且未观察到与其他食源性病原体的显著交叉反应。侯等^[31]结合抗体和适配体的双重特异性识别功能,利用免疫磁珠(IMB)捕获靶标细菌,形成IMB-靶标-适配体夹心复合物,再通过实时荧光定量PCR(qPCR)进行扩增检测,实现了大肠杆菌O157:H7的定量分析,该传感器检出限低至800 CFU/mL。适配体生物传感器在检测食源性大肠杆菌时展现出快速、灵敏、低成本的潜力,但需进一步优化适配体筛选策略、信号读取技术和样品前处理方法,以提升实际应用的可靠性^[32]。

1.3.2 新型纳米标记材料的应用 目前,商业化试纸条绝大多数采用胶体金标记,少部分为乳胶微球标记,通过肉眼判读检测结果,存在灵敏度低的局限。新型纳米标记材料通过结构设计、信号读出策略等方面的突破,实现了检测性能的跨越式提升。(1)在结构设计方面,从单一纳米材料标记到多功能纳米复合体转变。通过核壳功能化设计、多级信号放大结构等手段放大检测信号并提升特异性。Ju等^[33]开发了一种有机-无机纳米型复合材料,即花状伴刀豆球蛋白A(Con A)-Cu₃(PO₄)₂,该材料结合了信号放大和生物识别功能,用于大肠杆菌O157:H7高灵敏度的检测,最低可以检出10 CFU/mL(见图4)。通过生物酶或纳米酶与纳米材料结合可实现在检测线上的二次信号放大,也是提升检测灵敏度的有效方法。Wang等^[34]提出了一种多读出且无标记的侧流免疫分析法,使用功能性纳米酶-甘露糖修饰普鲁士蓝作为捕获材料,构建了一个“纳米zyme-细菌-抗体”的三明治结构,实现对于大肠杆菌O157:H7的高灵敏检测。

(2)在信号读出策略方面,新型标记材料较传统胶体金试纸突破了肉眼比色法的局限,如荧光、表面增强拉曼等方式的信号输出。Liu等^[35]使用了一种基于聚集诱导发光(AIE)材料标记抗原作为荧光探针的免疫层析试纸条(LFIS),用于快速检测大肠杆菌O157:H7。这些材料创新结合了荧光、磁性、光热等多模态信号输出,不仅突破了传统比色法的灵敏度瓶颈,还实现了从定性到精确定量的跨越。通过与智能手机图像分析、微型光谱仪等智能终端的结合,构建即时检测(POCT)简易平台,推动侧流式生物传感器向“精准化、智能化”方向发展。

表1列出了检测大肠杆菌O157:H7的几种分析方法原理、优缺点、检测时间及检测范围。

表1 大肠杆菌O157:H7的检测方法比较

Table 1 Comparison of *E. coli* O157:H7 detection methods

Detecting technique	Principle	Merit and demerit	Time of detection	LOD (CFU/mL)	Reference
酶联免疫	抗原-抗体-酶显色反应	特异性强、稳定性较好、定量检测,但操作复杂	4~8 h	10 ³ ~10 ⁴	[36]
免疫磁珠分离	磁珠抗体捕获富集细菌	高效富集、兼容下游检测,但需结合其他方法,成本高	1~2 h	10~10 ²	[37]
电化学生物传感器	电化学信号变化 (阻抗/电流)	灵敏度高,但成本较高且易受基质干扰	10~60 min	10~10 ³	[38]
光信号生物传感器	SPR/比色等光学信号变化	灵敏度高但在复杂的样本中易出现交叉反应,也易受环境影响	10~40 min	1~10 ³	[30]
侧流式生物传感器	层析膜抗体-纳米颗粒显色	快速、便捷、经济、适用性广,但定量检测能力有限	10~15 min	10~10 ³	[39]
微流控传感器	集成化芯片内检测	自动化、低样本量,但芯片成本高	15~60 min	10~10 ²	[40]

从表中可以看出,大肠杆菌O157:H7的检测技术各具特点,适用于不同的应用场景。酶联免疫法基于抗原-抗体反应,该方法标准化流程成熟,结果重复性好,通过酶标仪读取吸光度值,可进行精确的定量分析,但需多步孵育、洗涤和显色步骤。免疫磁珠分离技术通过磁珠富集靶标细菌,可显著提升检测下限,但需联合其他方法完成鉴定,成本较高。电化学生物传感器通过电化学信号变化实现

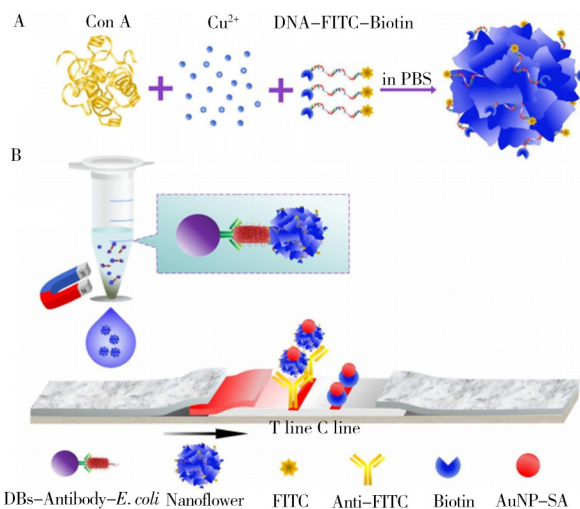


图4 使用花状伴刀豆蛋白A铜(II)磷酸盐纳米复合材料作为侧流生物传感探针测定大肠杆菌O157:H7^[33]

Fig. 4 A copper jack bean *E. coli* O157:H7 with copper (II) phosphate nanocomposite as a lateral flow biosensing probe^[33]
A: schematic of the Con A@DNA formation (Con A@DNA 复合物形成示意图); B: schematic of the Con A@DNA-based lateral flow biosensor for *E. coli* O157:H7 (基于 Con A@DNA 的大肠杆菌 O157:H7 检测的生物传感器)

“样品进、结果出”的检测模式。(3)在多靶标检测方面,传统的微流控生物传感器大多难以“一芯多检”,在每次检测结束后需要清洗芯片才能进行下次操作,而新型微流控生物传感器可在同一芯片上划分独立检测区,分别修饰不同探针,或者通过微阀切换流体路径,分时完成多步骤反应。Muhsin等^[48]使用聚焦电极和三组叉指电极(IDE)并联构成生物传感器,用于检测沙门氏菌、军团菌和大肠杆菌 O157:H7,检测时间缩短至30~40 min,检出限低至3 cells/mL。在节约检测时间的同时,提高了检测效率。微流控芯片及其集成系统实现了从样本处理到最终结果输出的一站式服务,大大缩短了检测时间,提高了准确性,适用于现场快速诊断或大规模筛查场合。

3 结 论

食源性致病菌大肠杆菌 O157:H7 因其高致病性和低感染剂量,对食品安全构成了严重威胁。传统方法(如培养法、PCR)虽成熟但存在耗时长、设备依赖或操作繁琐等局限。近年来,生物传感技术凭借其快速、灵敏和便携等优势成为该病原体检测领域的研究热点,通过将生物识别元件(如抗体、适配体、噬菌体或核酸探针)与信号转换器结合,实现了对目标菌的特异性捕获与信号放大。电化学生物传感器、光学生物传感器以及侧流式生物传感器在大肠杆菌 O157:H7 快速检测中展现出良好的检测性能。新技术如 CRISPR/Cas 系统的应用进一步实现了大肠杆菌的快速、超灵敏检测;微流控芯片通过集成样本处理与检测模块,实现“样品进-结果出”的自动化流程。但当前技术仍面临复杂食品基质干扰、传感器重复性不足、标准化体系缺失及现场检测设备成本高等挑战。未来发展趋势将聚焦于多靶标联检技术开发、人工智能辅助信号解析、低成本高通量微流控系统构建,以及智能手机兼容的便携式检测终端研发,以实现食源性致病菌监测的智能化、精准化和普惠化。

参考文献:

- [1] Rani A, Ravindran V B, Surapaneni A, Mantri N, Ball A S. *Int. J. Food Microbiol.*, **2021**, 349: 109233.
- [2] Razmi N, Hasanzadeh M, Willander M, Nur O. *Biosensors*, **2020**, 10: 54.
- [3] Sun X C, Li S, Li X Y, Zhou J, Cao Y X, Wang H W, Zhang X G. *J. Food Saf. Qual.* (孙新城, 李爽, 李侠颖, 周杰, 曹亚新, 王宏伟, 张晓根. 食品安全质量检测学报), **2024**, 15(9): 37-43.
- [4] Cao W K, Shan S, Liu D F, Peng J, Xing K Y, Lai W H. *Food Mach.* (曹文凯, 山珊, 刘道峰, 彭娟, 邢克宇, 赖卫华. 食品与机械), **2023**, (9): 38-43, 94.
- [5] Xi J N, Cui G H, Dong M X, Sun C B, Wang Y, Xu N, Zhang J X, Wang L T. *Anal. Methods*, **2022**, 14: 1414-1419.
- [6] Meng Z D, Jung C H, Oh W C. *New J. Chem.*, **2022**, 46(42): 20120 - 20128.
- [7] Qaanei M, Taheri R A, Eskandari K. *Anal. Methods*, **2021**, 13(27): 3101 - 3109.
- [8] Duan X G, Shi X R, He Z Y, Chen H C, Shi Z Z, Zhao Z, Chen H L, Yu M L, Guo C X. *Microchim. Acta*, **2024**, 191(12): 740.
- [9] Bo H S. *Study of Electrochemical Detection Methods of Escherichia Coli O157:H7 Based on Nanocomposites Materials*. Tianjin: Tianjin University (柏华松. 基于纳米复合材料对大肠杆菌 O157:H7 电化学检测方法研究. 天津: 天津大学), 2020.
- [10] Hui H, Gopinath S C B, Ismail Z H, Chen Y, Velusamy P. *Biotechnol. Appl. Biochem.*, **2023**, 70: 581-591.
- [11] Thamwarokun A, Kaset C, Karuwan C, Kamsong W, Attapong J, Chomean S. *Biosens. Bioelectron.*, **2023**, 14: 100385.
- [12] Paulose A K, Hou Y J, Huang Y S, Dileep N C, Chiu C L, Pal A, Kalaimani V M, Lin Z H, Chang C R, Chen C P, Lin Y C, Cheng C Y, Cheng S H, Cheng C M, Wang Y L. *Anal. Chem.*, **2023**, 95(17): 6871 - 6878.
- [13] Zhou Y Q, Li Z Y, Huang J J, Wu Y X, Mao X Y, Tan Y Z, Liu H, Ma D X, Li X, Wang X Y. *Bioelectrochemistry*, **2023**, 150: 108345.
- [14] Wei S H, Dou Y Z, Li T. *Microchem. J.*, **2023**, 193: 109049
- [15] Guo Y L, Zhao J B, Ma X E, Cai M, Liu S T, Sun C M, Chi Y Y, Xu K. *Microbiol. Spectrum*, **2024**, 12(8): 03978-23.
- [16] Wang C X, Deng R, Li H Q, Liu Z G, Niu X F, Li X C. *Microchim. Acta*, **2024**, 191(8): 454.
- [17] Song Y, Wang L H, Zhao J Y, Li H X, Yang X Y, Fu S Q, Qin X, Chen Q, Jiang Y J, Man C. *Int. Dairy J.*, **2022**, 128: 105318.
- [18] Cui S S, Wei Y, Li C, Zhang J, Zhao Y F, Peng X Y, Sun F X. *Foods*, **2024**, 13(13): 2143.
- [19] Xia X F, Zhang B C, Wang J, Li B, He K W, Zhang X H. *Food Anal. Methods*, **2022**, 15: 1-9.
- [20] Wang Z W, Chen H, Hu A T, Cui X P, Shi C Z, Lu Z X, Meng F Q, Lv F X, Zhao H Z, Bie X M. *Food Microbiol.*, **2024**, 124: 104622.

- [21] Eser E, Ekiz O Ö, Ekiz H İ. *Hacettepe J. Biol. Chem.*, **2023**, 51(4): 359–372.
- [22] Jiang S Y, Zhu S N, Qian S Y, Xu K J, Liu S C. Detection of *E. Coli* O157:H7 via GO-modified Fiber-optic SPR Sensor with Au Nanoparticle Signal Amplification, *LOPET 2023*, **2023**: 12757–2F.
- [23] Zhu Y T, Li Z Y, Xie M M, Yan Y L, Zhang T, Wang H X. *J. Instrum. Anal.* (朱怡亭, 李芷瑶, 谢茂梅, 颜月玲, 张桐, 王海霞. 分析测试学报), **2024**, 43(1): 138–146.
- [24] Zhang Y, Zhao C P, Guo Z M, Yang T X, Zhang X A, Huang X W, Shi J Y, Gao S P and Zou X B. *J. Agric. Food Chem.*, **2024**, 72, 22349–22359.
- [25] Anju K, Roopitha K, Alexander L K. *Mater. Today Proc.*, **2021**, 46: 3044–3050.
- [26] Sun Y L, Kuo C M, Lu C L, Lin C S. *J. Food Saf.*, **2020**, 41(1): e12867.
- [27] Wei C H, Wu A H, Xu L G, Xu C L, Liu L Q, Kuang H, Xu X X. *Food Biosci.*, **2023**, 52: 102475.
- [28] Du J, Wu S J, Hu Z Y, Yu Z Y, Zhao D B, Bai Y H. *J. Mater. Sci.*, **2020**, 55(32): 15426–15438.
- [29] Zhai W L, Han C R, Wei D Z, Xiao Z Y, Kong C, Wang M. *J. Instrum. Anal.* (翟文磊, 韩晨瑞, 韦迪哲, 肖志勇, 孔聪, 王蒙. 分析测试学报), **2022**, 41(12): 1827–1836.
- [30] Li J Y, Wang J. *Analyst*, **2021**, 146: 3121–3126.
- [31] Hou Y C, Ye K, Li J, Zhang Y Z, Xu W T, Zhu L J, Li X Y. *Biotechnol. Bull.* (侯炜辰, 叶柯, 李洁, 张洋子, 许文涛, 朱龙佼, 李相阳. 生物技术通报), **2023**, 39(12): 81–89.
- [32] Li J Y, Wang Z P. *Shandong Chem. Ind.* (李吉业, 王宗萍. 山东化工), **2021**, 50(4): 184–188.
- [33] Ju C J, Liang B B, Xu Q B, Qu H L, Zhang A L. *Anal. Lett.*, **2022**, 56(4): 669–681.
- [34] Wang Z H, Yao X L, Zhang Y Z, Wang R, Ji Y W, Sun J, Zhang D H, Wang J L. *Food Chem.*, **2020**, 329: 127224.
- [35] Liu C, Fang S Q, Tian Y C, Wu Y X, Wu M J, Wang Z Z, Xu D P, Hou D J, Liu Q. *SLAS Technol.*, **2021**, 26: 377–383.
- [36] Ling Z M, Xu Q, Song Y, Zhang W Q, Xu H Y. *Talanta*, **2024**, 276: 126273.
- [37] Pang L D, Liang Y E, Wang Z H, Zhang W, Zhao Q Y, Yang X Y, Jiang Y Y. *Talanta*, **2024**, 269: 125457.
- [38] Bai Z Z, Xu X B, Wang C, Wang T, Sun C Y, Liu S X, Li D L. *Trends Anal. Chem.*, **2022**, 152: 116646.
- [39] Tokunaga Y, Yamaguchi N. *J. Food Saf.*, **2020**, 40: e12851.
- [40] Nadzirah S, Hashim U, Gopinath S C B, Parmin N A, Hamzah A A, Yu H W, Dee C F. *Microchim. Acta*, **2020**, 187(4): 235.
- [41] Tang X Y, Shen Y F, Shu Z X, Huang A X, Lin F, Qiao Z H, Dai H, Hao G J. *J. Chin. Inst. Food Sci. Technol.* (唐兴悦, 沈亚芳, 舒在习, 黄爱霞, 林锋, 乔朝晖, 戴煌, 郝贵杰. 中国食品学报), **2025**, 25(1): 411–426.
- [42] Zhu L S, Liang Z D, Xu Y T, Chen Z Q, Wang J S, Li Z. *Biosensors*, **2023**, 13(6): 659.
- [43] Jiang W, He C, Bai L, Chen Y F, Jia J W, Pan A H, Lv B B, Tang X M, Wu X. *Foods*, **2023**, 12: 236.
- [44] Sun X, Wang Y, Zhang L, Liu S, Zhang M, Wang J, Ning B A, Peng Y, He J, Hu Y G, Gao Z X. *Anal. Chem.*, **2020**, 92: 3032–3041
- [45] Sun D L, Fan T T, Liu F, Wang F X, Dan G, Lin J M. *Biosens. Bioelectron.*, **2022**, 212: 114390.
- [46] Chen J. *Aptamer Surface Functionalization of Microfluidic Devices for Sensitive E. Coli* O157:H7 Detection. Beijing: Beijing Forestry University (陈建. 基于核酸适配体微流控芯片检测大肠杆菌 O157:H7. 北京: 北京林业大学), 2021.
- [47] Shang Y T, Xing G W, Liu X J, Lin H F, Lin J M. *Anal. Chem.*, **2022**, 94: 16787–16795.
- [48] Muhsin S A, Al-Amidie M, Shen Z Y, Mlaji Z, Liu J Y, Zhang S P, Almasri M. *Biosens. Bioelectron.*, **2022**, 203: 113993.

(责任编辑: 龙秀芬)