

# 叉指微电极研究进展

谷纪岩, 史晓宏\*

太原师范学院, 山西 晋中  
Email: [xiaohongshixhs@163.com](mailto:xiaohongshixhs@163.com)

收稿日期: 2021年1月26日; 录用日期: 2021年2月18日; 发布日期: 2021年2月26日

## 摘要

叉指微电极因其微小的电极间距结构可用于各种小型化传感器。对于传统分析检测, 包括色谱法、光谱法、质谱等方法, 大多都需要昂贵的仪器和多种操作步骤, 使得许多实际问题仍面临困难。开发高灵敏度、低成本, 小型化的传感器尤为重要。本文综述了叉指微电极的研究进展, 重点介绍了基于叉指微电极的传感器在各领域的广泛应用。

## 关键词

叉指微电极, 传感器, 分析检测

# Research Progress of Interdigitated Microelectrodes

Jiyan Gu, Xiaohong Shi\*

Taiyuan Normal University, Jinzhong Shanxi  
Email: [xiaohongshixhs@163.com](mailto:xiaohongshixhs@163.com)

Received: Jan. 26<sup>th</sup>, 2021; accepted: Feb. 18<sup>th</sup>, 2021; published: Feb. 26<sup>th</sup>, 2021

## Abstract

Interdigital microelectrodes can be used for a variety of miniaturized sensors' due to the tiny electrode spacing structure. For the traditional analysis, including chromatography, spectroscopy, mass spectrometry and so on, most of these methods require expensive instruments and a variety of operating procedures, so many practical problems are still difficult. The development of high sensitivity, low cost, miniaturized sensors is particularly important. In this paper, the research

\*通讯作者。

progress of interdigitated microelectrodes is reviewed; especially, the application of interdigitated microelectrodes based sensors in various fields is emphasized.

## Keywords

Interdigitated Microelectrode, Sensor, Analytical Detection

Copyright © 2021 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

## 1. 引言

最开始制造叉指微电极结构是为了通过增加有效长度从而增加电极间的电容[1]。后来由于其叉指微电极在检测时加快了检测速率、提高了灵敏度和信噪比,并减少了被测物的使用量,因此被用作各生物传感器的核心部件[2];在这篇综述中,我们简要讨论了叉指微电极的基本结构形状、分类、制备及其应用。然后,我们介绍了基于叉指微电极的各传感器在不同领域的应用,展望了叉指微电极在未来发展微型传感器的前景。

## 2. 叉指微电极

### 2.1. 叉指微电极的结构及形状

叉指微电极结构如图1所示,具有微小的电极间距结构。该装置的便携性和低成本使其适用于实际生活的使用。

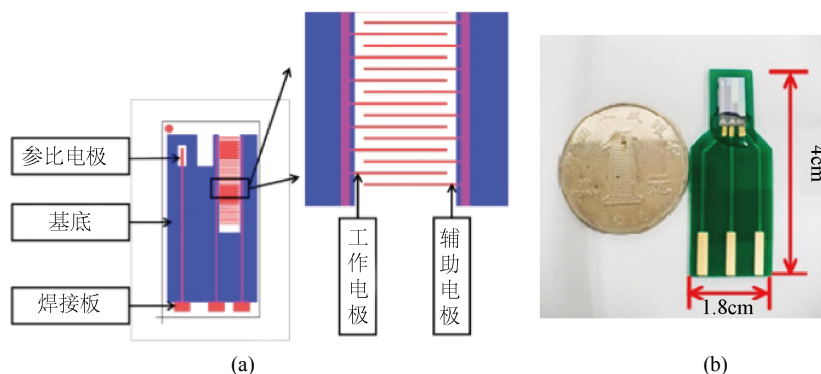


Figure 1. (a) Schematic diagram of interdigital microelectrode structure; (b) physical diagram of interdigital microelectrode

图1. (a) 叉指微电极结构示意图; (b) 叉指微电极实物图

不同领域对叉指微电极的结构参数有不同的要求。如图2所示,列出了几种常见的叉指微电极结构,其形状主要有圆形、矩形。

圆形叉指微电极又包括螺旋叉指结构和同心叉指结构,如图3所示。与矩形叉指微电极相比,螺旋和同心叉指微电极具有旋转对称性,因此产生的电容对传感器和被测材料的相对取向不太敏感。

螺旋和同心的叉指微电极的每个电极与其相邻的带相反电荷的指相互作用,与先前开发的圆盘和圆

环结构相比, 圆形叉指结构比圆盘和环形结构的电极具有更大的敏感区域, 覆盖了更多的电极总表面积, 其相互作用面积与微电极表面积之比大得多, 具有更高的信噪比和更好的材料特性描述精度。因此, 在电极直径相同的情况下, 叉指结构的电容比简单的盘环结构的电容大得多, 灵敏度也高许多[3]。

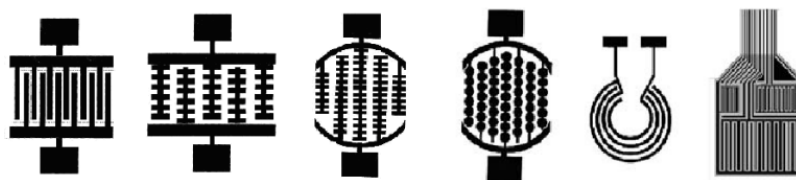


Figure 2. Several common interdigital microelectrode structures  
图 2. 几种常见的叉指微电极结构

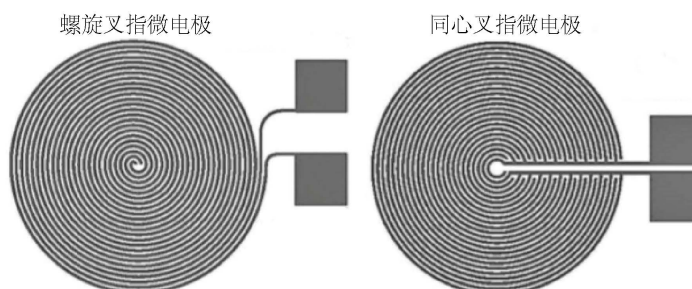


Figure 3. Helical interdigital microelectrode and concentric interdigital microelectrode  
图 3. 螺旋叉指微电极及同心叉指微电极

## 2.2. 叉指微电极的分类

叉指微电极大体上可分为刚性电极和柔性电极。在非接触测量中, 刚性基底或刚性电极设计是有利的, 在这种情况下, 为了能够利用基于模型的参数计算法, 保持电极结构的良好几何结构是很重要的。

细分的话, 按照基底材料的不同, 叉指微电极大体可分为: 氧化铝陶瓷基底叉指微电极、聚合物叉指微电极、多孔金修饰叉指微电极、二氧化硅叉指微电极、石英玻璃叉指微电极。

陶瓷基底叉指微电极较稳定, 有良好的惰性, 具有高导热性和高介电常数的特性, 可耐酸碱、耐腐蚀、耐高温, 很多条件下都比较适用[4]。

聚合物叉指微电极种类多, 价格低, 介电性、透明性良好。以目前发展应用来看, 其在一次性芯片的应用中占据主导性。以聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)/聚酰亚胺(PI)48 柔性叉指微电极为例[5], 柔性基底是高分子基底, PET 为半透明材料基底, PI 为黄色基底; 柔性叉指微电极可拉伸可弯曲, PI 基底相对比较柔软, 可以贴合人体皮肤, 实时传输检测信号, 具有多层卷绕、性能倍增的特性, 可大幅度提高电池和超级电容器的整体性能, 提高体积比容量。还可用于柔性医疗传感器、可穿戴式传感器。但是在耐高温, 耐腐蚀方面相对弱一些, PI 柔性叉指电极使用温度最高可达 150℃, PET 柔性叉指电极则为 80℃。

多孔金修饰叉指微电极能够增加电极活性材料的负载量, 电极比表面积的增大可以使化学传感器的检测更加灵敏。应用于电池、超级电容器和燃料电池领域中电池活性材料的评估。

二氧化硅叉指微电极: 跟陶瓷基底类似, 但二氧化硅易寄生电容, 不利检测。如果用在传感器中不需要用到铜层和镍层的情况下, 可选择硅基叉指电极, 可以在硅基上直接溅射钛氢, 可直接避免铜层和镍层的干扰, 因此提高检测灵敏度[6]。

石英玻璃也是叉指微电极中常用的基底材料, 电渗及光学特性良好, 在制作微流控芯片领域应用尤

为广泛, 但价格较高。

### 2.3. 叉指微电极的制备

叉指微电极的制备最重要的是保证灵敏度, 基于此选取电极和基底的材料是十分重要的, 不同应用领域对于材料的选取有所不同。由于制作基底材料常见为石英玻璃, 以其为例介绍石英玻璃叉指微电极的制作流程。

生长在石英玻璃基底上的薄膜的黏附性取决于玻璃的洁净度。由于后续工艺流程中含有在酸性溶液中的湿法腐蚀等工艺[7], 所以在第一步工艺中希望能尽量把玻璃基底清洗干净。先在食人鱼刻蚀液中进行摇晃浸泡 20 秒左右, 彻底清除附着于石英玻璃基底上的几乎所有有机质; 接着依次放入各酸碱性溶液、有机溶液中进行超声清洗, 以将其颗粒污染及金属离子污染去除, 之后用干净的高纯 N<sub>2</sub> 吹去玻璃片上的水分, 最后放入干燥箱中充分干燥。

叉指微电极结构最为常见的是用铬、金材料制作, 此外, 氧化铟锡材料具有电阻率低、透光率高、加工性能好、耐化学腐蚀等特点, 也是一种良好的电极材料[8]。首先需要在玻璃基底上溅射生长一层均匀覆盖的薄膜。将上一步工艺过程中清洗好的玻璃片放入电子束蒸发镀膜机中, 抽真空后, 先蒸镀 50 厚度的铬金属层, 再蒸镀 1000 厚度的金层, 最后升温到 300℃ 进行热处理, 这样可以提高金电极和基底之间的黏附性。然后使用简单的单掩模光刻工艺进行结构构图和器件的显影。简而言之, 将双层负性光致抗蚀剂旋涂到基底和掩模上[9], 光刻结束后, 光刻胶的电极图案就在铬金金属薄膜表面上形成了。

通过标准光刻法制造了具有不同间隙尺寸和几何形状的叉指金微电极如图 4 所示。

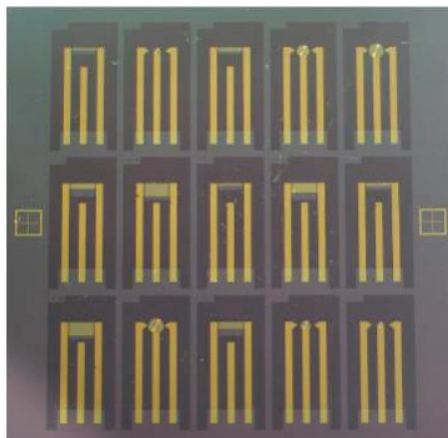


Figure 4. Interdigital gold microelectrodes with different gap sizes and geometries

图 4. 具有不同间隙尺寸和几何形状的叉指金微电极

## 3. 叉指微电极的应用

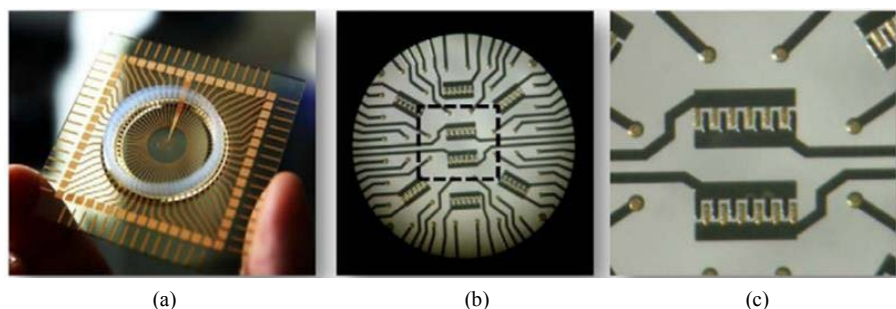
### 3.1. 生物传感器

生物传感器能够检测出与神经性疾病和几种不同类型癌症相关的特定分子。如帕金森氏病、阿尔茨海默病、宫颈癌, 乳腺癌等。叉指微电极已用于生物传感器的构建, 下面列举几例。

#### 3.1.1. 检测多巴胺

鉴于世界范围内老年人口的增长, 近年来, 老年人脑和神经系统的疾病引起了极大的关注。每年

有 5000 多万人被诊断患有神经系统疾病。由于神经系统疾病使人类健康变得相当复杂, 因此十分需要与这些疾病相关的预防和治疗方法。为了满足这一要求, 在神经科学研究的各个方面开展了大量工作, 以开发先进的治疗和预防策略。神经元的细胞培养物多巴胺是一种简单的儿茶酚胺类化合物, 被认为是与精神健康问题直接相关的重要神经递质之一。神经系统的明显功能障碍与多巴胺的缺乏(如帕金森氏病)或过量(精神分裂症)有关。电化学利用了多巴胺的易氧化性, 为提高灵敏度和选择性需要对电极进行修饰。利用碳纤维作为检测探针或微透析取样, 需要复杂的准备和工具。一种多功能微电极芯片就可以克服这些限制, 它能够同时记录电信号和化学信号, 从而获得最佳的时间和空间分辨率。据这是第一个以电子和生物化学方式被赋予多种记录形式的复杂芯片, 见图 5。芯片的制造产生了一种有利于细胞粘附和神经化学检测的微结构[10]。



**Figure 5.** (a) optical micrograph of a multifunctional multi electrode neural chip composed of 40 electrical recording points, 8 interdigital microelectrodes and 4 grounding ports; (b) an enlarged top view of the central part of the chip; (c) an enlarged view of the integrated circuit containing the gold generator and platinum collector interdigital microelectrode

**图 5.** (a) 由 40 个电记录点、8 个叉指微电极和 4 个接地端口组成的多功能多电极神经芯片的光学显微照片; (b) 芯片中央部分的放大俯视图; (c) 包含金发生器和铂集电极叉指微电极的集成电路的放大图

### 3.1.2. 检测细胞

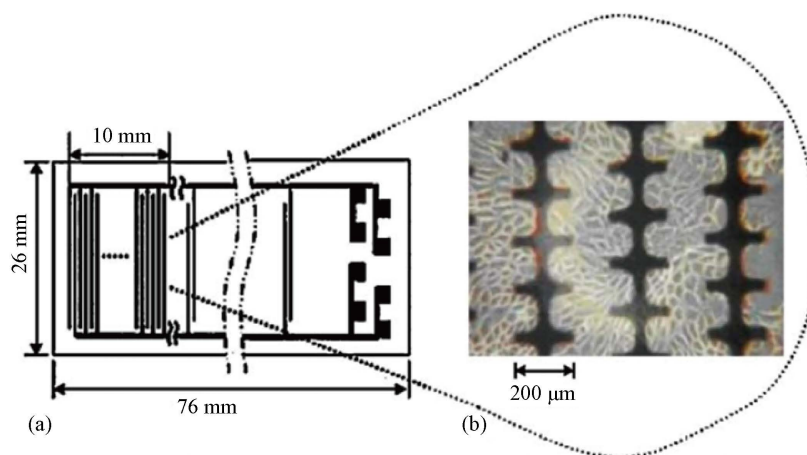
细胞附着是组织或肿瘤形成过程的初始步骤, 包括细胞生长、迁移、代谢、分裂、分化、转移和凋亡。测定细胞附着, 通常使用直接细胞计数和比色方法, 甚至原子力显微镜也曾试图研究细胞和底物之间的微观相互作用, 这些方法是费力的。一种基于阻抗测量的实时技术的开发建立了细胞/基质界面的电模型。界面阻抗反映了细胞状态, 如微电极上的扩散和形态变化。同时叉指微电极的设计用来获得细胞生理状态的阻抗数据, 使用阻抗测量系统和具有叉指微电极的细胞培养室来监测细胞在电极上附着过程中的阻抗响应, 见图 6。发现较低频率下的电导变化有助于量化细胞附着的程度, 有助于确定初始和最终状态的时间, 也有助于研究细胞附着材料的生物相容性。从导纳变化判断, 当电极用 RGD-C 肽修饰时, 细胞附着变得容易, 该肽是一种对纤维素表面具有高亲和力的人工肽。该系统可用于估计接种细胞的密度和表征具有合适细胞亲和力生物相容性材料[11]。

### 3.1.3. 血清中前列腺癌生物标志物的检测

前列腺癌占有癌症病例的 29%, 全世界有 13% 的死亡记录。它的“沉默”性质意味着症状很难被检测到, 因此当症状占优势时, 它就已经意味着癌症的转移。

目前实践中多依赖于常规酶联免疫吸附试验检测前列腺特异性抗原(PSA)标记物浓度, 酶联免疫吸附试验的高灵敏度和可靠性是不可否认的; 然而, 其对标签的要求、高复杂性、所需劳动力、成本和非便携式特征已经形成了需要填补的技术漏洞。因此, 需要一种更简单、更便宜、更可靠、更可靠和快速的技术来检测血液中的癌症生物标志物。消除标签或标记可以导致生物标记检测的更简单、更便宜的替代

方法, 但是它会在复杂的样品中产生非特异性的相互作用而降低了设备的性能。



**Figure 6.** (a) Schematic diagram of interdigital microelectrode; (b) photo of MDCK cells growing on the microelectrode plate

**图 6.** (a) 叉指微电极示意图; (b) 在微电极板上生长的 MDCK 细胞的照片

利用氨基硅烷化技术、有效的自组装单层(SAM), 提出了一种简单的单掩膜金叉指三微电极生物传感器, 用于早期检测前列腺癌的生物标志物——前列腺特异性抗原(PSA) [12]。与大多数叉指电极生物传感器不同, 生物识别发生在叉指电极之间, 这提高了传感器的灵敏度和检测限。所开发的传感器具有作为便携式前列腺癌生物传感器的巨大潜力, 也是生物分子传感的通用平台, 具有实现纳米粒子和其他表面化学用于各种应用的多功能性。

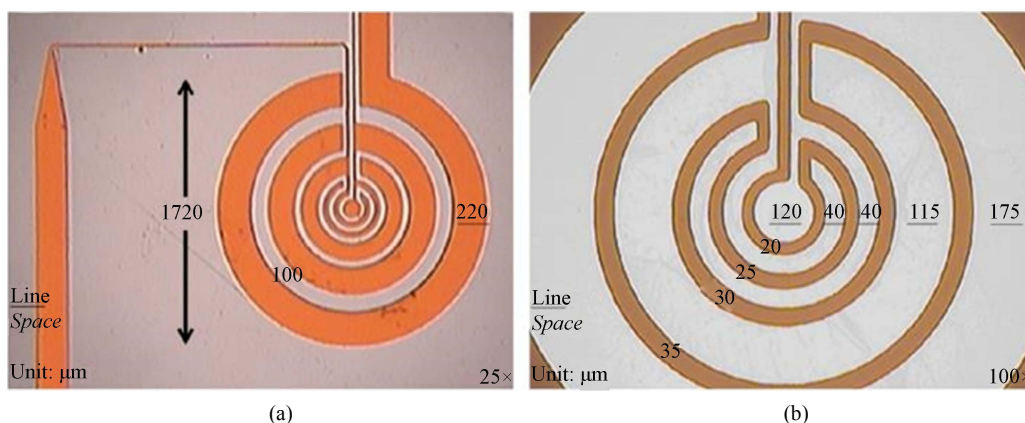
### 3.1.4. 检测蛋白质

在过去的几十年里, 糖尿病已经成为一个严重的全球性健康问题, 根据 2010 年全球预测统计, 糖尿病患者超过 2.2 亿, 其中大多数患有 2 型糖尿病。因此, 对糖尿病的研究, 如对其发病机制的理解以及对其长期并发症的预防或改善, 变得越来越重要。糖化血红蛋白(HbA1c)的检测是糖尿病长期血糖控制指标中最重要的诊断检测之一[13]。一种基于阻抗测量的无标记亲和生物传感器被用于 HbA1c 检测(如图 7 所示), 具有价格经济、样品体积小、实验中不需要额外试剂的优势。该传感器中环形叉指微电极的设计不仅有利于促进 HbA1c 的均匀分布以及提高它的固定效率, 还能被进一步用于表征阻抗变化和识别 HbA1c 的各种浓度。用噻吩-3-硼酸(T3BA)自组装单层膜修饰金电极表面。然后, HbA1c 和 T3BA 在电极表面上发生酯化反应使得阻抗相对变化。T3BA 自组装单层的环形叉指微电极传感器具有检测范围宽(100 到 10 ng/mL), 产生阻抗的近似对数下降, 检测限低(1 ng/mL)的特点, 在检测 HbA1c 时, 它具备良好的选择性和短期稳定性。小型化和低成本的显著优势填补了便携式传感器的点护理诊断的空白。

环形叉指微电极已被用于使薄层径向流动池小型化以提高检测灵敏度。环形叉指微电极通过在电极和分析物之间保持一个薄的扩散层, 使细胞在工作电极表面均匀分布。环形叉指微电极具有叉指阵列和微电极的所有优点, 例如高法拉第电流。环形叉指微电极可应用于高效液相色谱电化学检测器、不同生物分子的选择性检测和微球液相色谱检测等。其各项应用基于不同理论的各种检测技术, 包括光学、电化学、放射性和压电原理。

与平行面对电极相比, 叉指微电极更方便。此外, 叉指微电极的主要优点是电场集中在电极表面。为了实现 HbA1c 的集中化, 环状叉指结构的应用是必要的。因此, 普通矩形结构的叉指微电极被环形结构代替, 这改善了非均匀电场问题, 有效地减少了电场分裂并提高了检测稳定性。环形叉指微电极结合

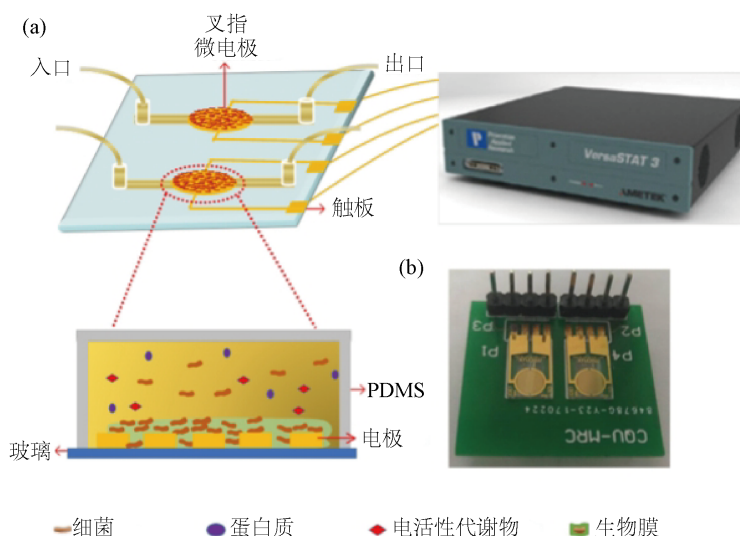
了量子点的主动操控和双螺旋电极的优点, 这种结构能够将 HbA1c 集中在电极表面测量, 并在同一电极上完成集中捕获和检测。



**Figure 7.** (a) Ring interdigital electrode based on PDMS; (b) Microscopic image of impedance measurement chip  
**图 7.** (a) 基于 PDMS 的环形叉指电极; (b) 阻抗测量芯片的显微图像

### 3.1.5. 检测生物膜的形成

生物膜的形成是一个动态过程, 可分为几个阶段, 主要包括细菌细胞的表面附着、生物膜的成熟和生物膜的分散。生物膜的结构和细菌代谢在不同的生长阶段有很大不同, 需要密切监测生物膜中的细菌存活条件, 并表征生物膜形成过程的转折点。生物膜的常规检测方法有结晶紫染色和使用共聚焦激光扫描显微镜的荧光成像方法, 这些方法的预处理过程需要破坏生物膜结构, 并且仅用于在特定时刻的检测和观察生物膜[14]。



**Figure 8.** Biosensor chip for detecting biofilm formation process. (a) Schematic diagram of biofilm impedance detection system; (b) physical diagram of bio sensing chip

**图 8.** 用于检测生物膜形成过程的生物传感器芯片。(a) 生物膜阻抗检测系统示意图; (b) 生物感应晶片实物图

叉指微电极的生物传感器芯片, 见图 8, 可以应用于监测沙门氏菌和大肠杆菌生物膜的形成过程[15]。

该生物传感器芯片由带有叉指微电极的玻璃基片和带有微腔的 PDMS 层组成。利用生物传感器芯片, 在 1 Hz 至 100 kHz 的频率范围内, 用 100 毫伏的交流电压对沙门氏菌和大肠杆菌生物膜进行了 48 小时的电化学阻抗谱测量, 结果表明生物膜的阻抗谱随培养时间而变化。此外, 生物膜的阻抗谱由生物膜电容和生物膜电阻参数的等效电路模型拟合[16]。结果表明, 随着培养时间的延长, 呈现先降低后升高的趋势, 而则相反。这些变化趋势与生物膜的形成过程相一致, 即细菌附着在电极表面, 然后形成成熟的生物膜, 最后从生物膜中逃逸出来。此外, 沙门氏菌和大肠杆菌的和随培养时间的变化趋势也有很大差异。在相同的细菌培养条件下, 阻抗检测的结果与用结晶紫染色分析生物膜形成过程的结果一致。生物传感器芯片具有实时性、连续性和非侵入性的独特优势, 为生物膜的进一步研究提供了一个良好的平台。

对于生物膜的阻抗检测, 选择合适的电极是提高检测效率的关键, 与传统电极相比, 由一系列平行微带电极组成的叉指微电极阵列在快速建立稳态、快速反应动力学和提高信噪比方面具有很好的优势。

## 3.2. 化学传感器

### 3.2.1. 检测毒死蜱

众所周知, 杀虫剂在现代农业和家庭应用中广泛用于保护种子和作物中, 有机磷农药是主要的胆碱酯酶抑制神经组织内乙酰胆碱酯酶活性的抑制剂, 可能影响人体健康。毒死蜱是一种普遍的杀虫剂, 用于控制农业和蔬菜作物如谷物、坚果、棉花和水果上的昆虫和节肢动物害虫。然而, 过量接触毒死蜱可能会导致神经功能紊乱。因此, 检测农业中残留的毒死蜱已成为公众关注的问题。

一种基于叉指微电极的电化学免疫传感器, 用于灵敏、特异、快速地检测毒死蜱, 见图 9 [17]。通过蛋白 A 将抗毒死蜱单克隆抗体定向固定在金微电极表面, 然后毒死蜱被固定的抗体捕获, 导致叉指微电极表面的阻抗变化。

同样采用电化学阻抗谱技术, 通过与抗体的部分结合, 蛋白 A 被用作结合材料, 目标毒死蜱可以结合到微电极表面的抗体上, 与对照样品相比, 引起阻抗的明显变化。这种基于蛋白 A 固定叉指微电极的毒死蜱电化学检测系统, 将毒死蜱抗体定向结合用于毒死蜱的检测。通过测试, 其他非目标的呋喃丹、辛硫磷、西维因和 3-羟基呋喃等小分子杀虫剂很容易与毒死蜱区分开来, 说明了该生物传感器系统的特异性。这一结果表明, 蛋白 A 是选择性检测小分子合适的生物受体。该生物传感器系统经进一步优化后, 可用于实际样品中毒死蜱的检测分析, 如污染食品。

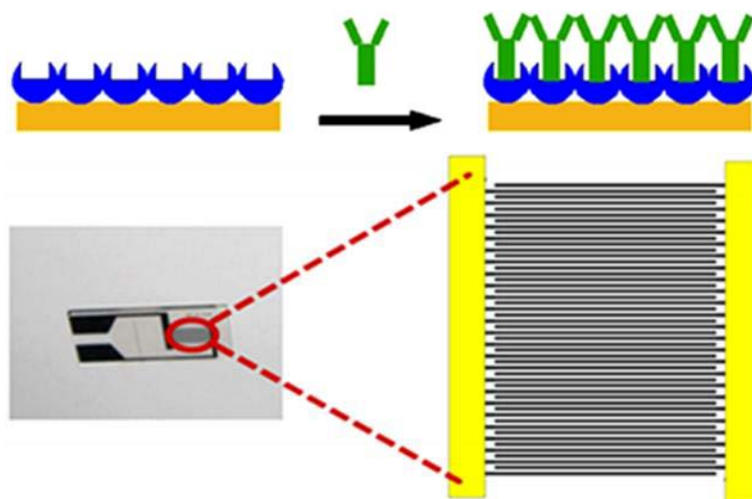


Figure 9. Schematic diagram of interdigital microelectrode chlorpyrifos sensor  
图 9. 叉指微电极毒死蜱传感器示意图



### 3.2.2. 抗生素检测

四环素类抗生素是一种普通的抗生素, 不仅用于畜禽业动物疾病的预防和治疗, 还具有促进生长的作用。不幸的是, 当它们被滥用时会表现出高急性的毒性, 其中大多数对人体和环境有害。最近, 许多分析方法用于四环素的检测大多数都是耗时的, 并且需要昂贵的设备。生物传感器可以通过简化或消除样品制备来替代当前的分析方法, 由于其快速响应和灵敏度, 已成为检测抗生素的一种有前途的替代方法。基于叉指微电极, 研制了铈锡氧化物纳米粒子-壳聚糖修饰的自适应传感器, 用于四环素的检测[18]。将纳米 ATO-CS 膜制备在微电极表面, 然后将四环素适体修饰到膜上, 制备成自适应传感器。结果表明, 壳聚糖能均匀分散纳米 ATOs, 使其牢固地固定在微电极表面。将纳米 ATOs 引入壳聚糖膜可以有效促进电子转移反应, 增强电化学响应。用电化学阻抗谱表征制备过程的电化学性能。该传感器灵敏度高, 重复性和稳定性好。此外, 该传感器已成功应用于牛奶样品中四环素的检测。它有望成为食品分析和临床诊断的有力工具。

### 3.2.3. 硝酸盐的检测

水质严重影响环境和人们的健康。随着工农业的发展, 水污染越来越严重。硝酸盐是水中常见的污染物之一。水中硝酸盐的积累会导致水体富营养化。亚硝酸盐的还原产物也可能导致严重的人类疾病[19]。因此, 为了防止水中过量的硝酸盐对环境和人体健康造成危害, 对水中硝酸盐的检测具有重要的必要性和意义。世界卫生组织建议饮用水的硝酸盐含量不应超过 11 毫克升。

许多种检测硝酸盐的方法[20], 例如光谱学、色谱法、毛细管电泳和电化学方法, 虽然都可以实现不同要求下硝酸盐的检测, 但由于仪器体积大、价格昂贵、操作复杂, 前三种方法在快速检测方面存在很多局限性。电化学方法在水质监测方面具有优势, 因为它的设备易于操作, 集成和自动化。因此, 电化学方法可以成为实现硝酸盐浓度检测的有效方法。钯-金纳米复合传感膜修饰的叉指微电极芯片, 用于中性水中硝酸根离子浓度的检测[21]。微电极与复合金属传感膜结合, 钯和金纳米粒子的协同作用增加了传感膜的表面积, 提高了催化活性。提高了中性水中硝酸盐检测的灵敏度和稳定性。为中性水环境中硝酸盐的灵敏检测提供了一种可行的方法。

## 3.3. 其他种类传感器的应用

气体传感器: 柔性传感器对微量极性有机气体, 例如: 丙酮、甲醇和乙醇等, 具有高灵敏度(0.10~0.17 ppm<sup>-1</sup>), 低检测限(50 ppb), 快速响应和脱附速率(小于 2 min), 极宽的传感范围(从 ppb 级别至饱和蒸汽), 以及良好的重复性和可靠性。此外还有光电探测器、集总元件微波集成电路(MIC)、慢波设备、光声表面设备、高温超导体以及铁电薄膜、湿度传感器[22]等等应用, 本文主要介绍叉指微电极在电化学生物医疗领域的应用, 叉指微电极在其他领域仍有广泛应用, 在本文就不再做具体介绍。

## 4. 总结与展望

本文介绍了叉指微电极的结构及优势, 描述了叉指微电极传感器在各领域中的应用, 利用光刻技术大批量生产叉指微电极, 使得传感器的生产成本降低; 此外, 叉指微电极间介质的阻抗变化能够直接检测, 省略了用酶、荧光、放射性物质等进行标记的过程, 操作简化, 对研制非标记型生物传感器十分有利。随着人们对实时监测需求的不断增加, 叉指微电极越来越受到关注, 叉指微电极传感器在各领域的应用也越来越广泛。其中微型化传感器在生物检测中受到了极大的关注, 尤其是它在环境监测、食品安全以及医疗领域有广阔应用前景。虽然有的生物传感器已应用于生活实际中, 但更多的应用前景正处于未被开发或正在开发阶段。各类传感器仍有许多需要攻克的地方: 优化传感器设计, 加大回收利用率, 注重可持续环保等。随着科学技术的发展进步, 越来越多的新型设计将涌现, 更多修饰电极的方法等着

我们去探索研发。

## 参考文献

- [1] Mamishev, A.V., Sundara-Rajan, K., Yang, F.M., *et al.* (2004) Interdigital Sensors and Transducers. *Proceedings of the IEEE*, **92**, 808-845. <https://doi.org/10.1109/JPROC.2004.826603>
- [2] 颜小飞, 汪懋华, 安冬. 基于叉指阵列微电极的阻抗免疫传感器研究进展[J]. 分析化学, 2011, 39(10): 1601-1610.
- [3] Chen, T.M. and Bowler, N. (2013) Design of Interdigital Spiral and Concentric Capacitive Sensors for Materials Evaluation. *American Institute of Physics*, **1511**, 1593-1600. <https://doi.org/10.1063/1.4789232>
- [4] 徐莹, 刘清君, 蔡华, 等. 微电极阵列细胞传感器芯片技术的研究进展[J]. 国际生物医学工程杂志, 2006, 29(3): 161-166.
- [5] von Guggenberg, P.A. and Melcher, J.R. (1991) An Immersible Relative Saturation Moisture Sensor with Application to Transformer Oil. *Properties and Applications of Dielectric Materials*, **2**, 1258-1261.
- [6] Surowiai, Z., Kozielsei, L., Wodecka-Dus, B., *et al.* (2000) The Influence of Pb Vacancies on the Properties of PZT-Type Ceramic Transducers. *Archives of Acoustics*, **25**, 251-269.
- [7] 张辽远, 刘尧. 电化学加工微电极的工艺研究[J]. 兵工学报, 2005, 26(1): 129-132.
- [8] Bustillo, J.M., Howe, R.T. and Muller, R.S. (1998) Surface Micromachining for Microelectromechanical Systems. *Proceedings of the IEEE*, **86**, 1552-1574. <https://doi.org/10.1109/5.704260>
- [9] Nunes de Carvalho, C., Lavareda, G., Fortunato, E. and Amaral, A. (2003) Properties of ITO Films Deposited by r.f.-PERTE on Unheated Polymer Substrates—Dependence on Oxygen Partial Pressure. *Thin Solid Films*, **427**, 215-218. [https://doi.org/10.1016/S0040-6090\(02\)01213-0](https://doi.org/10.1016/S0040-6090(02)01213-0)
- [10] Chuang, M.-C., Lai, H.Y., Ho, J.A., *et al.* (2015) Multifunctional Microelectrode Array (mMEA) Chip for Neural-Electrical and Neural-Chemical Interfaces: Characterization of Comb Interdigitated Electrode towards Dopamine Detection. *Biosensors and Bioelectronics*, **41**, 602-607. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2012.09.030>
- [11] Chang, B.-H., Chen, C.-H., Ding, S.-J., *et al.* (2005) Impedimetric Monitoring of Cell Attachment on Interdigitated Microelectrodes. *Sensors and Actuators B: Chemical*, **105**, 159-163. [https://doi.org/10.1016/S0925-4005\(04\)00414-9](https://doi.org/10.1016/S0925-4005(04)00414-9)
- [12] Ibaou, C., Md Arshad, M.K., Gopinath, S.C.B., *et al.* (2019) Gold Interdigitated Triple-Microelectrodes for Label-Free Prognosticative Aptasensing of Prostate Cancer Biomarker in Serum. *Biosensors and Bioelectronics*, **136**, 118-127. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2019.04.048>
- [13] Hsieh, K.-M., Lan, K.-C., Hu, W.-L., *et al.* (2013) Glycated Hemoglobin (HbA1c) Affinity Biosensors with Ring-Shaped Interdigital Electrodes on Impedance Measurement. *Biosensors and Bioelectronics*, **49**, 450-456. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2013.05.059>
- [14] Liu, L.L., Xu, Y., Cui, F.Y., *et al.* (2018) Monitoring of Bacteria Biofilms Forming Process by *in-Situ* Impedimetric Biosensor Chip. *Biosensors and Bioelectronics*, **112**, 86-92. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2018.04.019>
- [15] Eletxigerra, U., Martínez-Perdiguero, J., Juarros, A., *et al.* (2012) Real-Time Label Free Impedimetric Protein Detection Using Interdigitated Gold Microelectrodes and Flow Injection Analysis. *Procedia Engineering*, **47**, 1390-1393. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.09.416>
- [16] 张琳, 彭锐, 李茜茜, 等. 一种基于叉指电极的大肠杆菌生物传感器[J]. 长沙大学学报, 2013, 27(5): 20-23.
- [17] Cao, Y.Y., Sun, X., Guo, Y.M., *et al.* (2015) An Electrochemical Immunosensor Based on Interdigitated Array Microelectrode for the Detection of Chlorpyrifos. *Bioprocess and Biosystems Engineering*, **38**, 307-313. <https://doi.org/10.1007/s00449-014-1269-3>
- [18] Xu, Q.C., Zhang, Q.Q., Sun, X., *et al.* (2016) Aptasensors Modified by Antimony tin Oxide Nanoparticle-Chitosan Based on Interdigitated Array Microelectrodes for Tetracycline Detection. *RSC Advances*, **6**, 17328-17355. <https://doi.org/10.1039/C5RA25922C>
- [19] 李蕴. 食品中亚硝酸盐的来源、危害及其替代品研究进展[J]. 科技向导, 2012(21): 69.
- [20] 王勇, 左跃先, 宋胜利, 等. 离子色谱法检验血液中的亚硝酸盐[J]. 中国无机分析化学, 2013, 3(1): 80-82.
- [21] Zhao, S.S., Tong, J.H., Li, Y., *et al.* (2019) Palladium-Gold Modified Ultramicro Interdigital Array Electrode Chip for Nitrate Detection in Neutral Water. *Micromachines*, **10**, 223-243. <https://doi.org/10.3390/mi10040223>
- [22] Schubert, P.J. and Nevin, J.H. (1985) A Polyimide-Based Capacitive Humidity Sensor. *IEEE Transactions on Electron Devices*, **32**, 1220-1223. <https://doi.org/10.1109/T-ED.1985.22104>