材料、结构及工艺

DOI：10.16818/j.issn1001－5868.2023092201

聚苯胺功能化的塑料光纤传感器用于黄曲霉毒素 B_1 浓度检测

王志强，吴才章*

（河南工业大学 电气工程学院，郑州 450001）

摘　要： 为开发低成本高灵敏度黄曲霉毒素 B_1（AFB_1）检测设备，研制了一种将聚苯胺（PAni）与塑料光纤（POF）相结合的增敏光纤免疫传感器。传感器功能化设计采用两步法，首先将PAni涂层修饰至光纤传感区，然后通过戊二醛的交联作用，将 AFB_1 抗体分子固定于传感区。由于测量过程中抗原和抗体的免疫反应会导致POF表面折射率发生变化，从而引起探测光子数的波动，以此实现对 AFB_1 浓度的检测。实验研究了PAni涂层对传感器的增敏效果，结果表明PAni功能化的POF传感器增敏效果明显，且在0.01～10 μg/L AFB_1 浓度范围内，传感器的光子数变化量与 AFB_1 浓度间具有线性关系，检测限为0.53 μg/L，加标回收率为95.97%～113.13%，且传感器对 AFB_1 的特异性和抗干扰性良好，满足 AFB_1 精量化检测的需要。

关键词： 黄曲霉毒素 B_1；塑料光纤；光纤倏逝波；聚苯胺

中图分类号： TP212.3；O657.1　**文章编号：** 1001－5868(2024)01－0111－06

Plastic Optical Fiber Functionalized with Polyaniline for the Detection of Aflatoxin B_1 Concentration

WANG Zhiqiang，WU Caizhang

（School of Electrical Engineering，Henan University of Technology，Zhengzhou 450001，CHN）

Abstract： To develop a low-cost and high-sensitivity device for detection of aflatoxin B_1 (AFB_1)，an optical fiber immunosensor based on the functionalization of polyaniline for the detection of AFB_1 was developed. A sensitized optical fiber sensor for the detection of AFB_1 was designed by combining the excellent optical properties of polyaniline (PAni) with the soft and bending-resistant properties of the plastic optical fiber (POF). First，PAni was used to carboxylate the POF surface in the sensing region，and second，the sensing region was cross-linked with glutaraldehyde to immobilize the AFB_1 antibody molecule，which could then be obtained by the sensitized optical fiber sensor for detecting AFB_1. The sensor can detect the concentration of AFB_1 through the change in the light intensity signal of the optical fiber output caused by the immune response. The sensitizing effect of the polyaniline coating on the sensor was experimentally investigated，and the specificity，immunity to interference，and detection limit of the sensor were tested. The results showed that there was a linear relationship between the output signal of the sensor and the AFB_1 concentration in the range of 0.01～10 μg/L，and

收稿日期：2023－09－22.

基金项目：河南工业大学自科创新基金支持计划项目(2020ZKCJ31)；河南省科技研发计划联合基金(应用攻关类)项目(222103810084)；河南省高等学校重点科研项目(22A440009)；河南工业大学高层次人才科研启动基金项目(2020BS011).

* **通信作者：**吴才章

the detection limit was 0.53 μg/L. The recoveries of the spiked standard ranged from 95.97% to 113.13%, and the specificity and immunity of the sensor were good, thus meeting the needs of a refined detection of AFB_1.

Key words: AFB_1; plastic optical fiber; optical fiber swift wave; polyaniline

0 引言

黄曲霉毒素 B_1(AFB_1)主要是由黄曲霉和寄生曲霉产生的次生代谢产物[1],是已知化学物质中致癌性最强的一种[2-3],主要存在于被黄曲霉菌寄生过的粮食、油及其制品中,如霉烂的谷物、玉米、花生、牛奶和奶制品等。黄曲霉毒素具有较强的耐热性能,在 280 ℃以上温度下才可裂解,难以被一般烹调加工的温度所破坏[4-5]。2003 年联合国粮农组织发布的全球食品和饲料真菌毒素法规定食品中 AFB_1 允许的范围在 0.5～20 μg/L。因此精确检测 AFB_1 浓度对人体健康的保障具有重要的研究意义[6-8]。

目前,针对 AFB_1 的检测方法主要包括高效液相色谱法[9]、酶联免疫吸附法[10]、薄层层析法[11]、免疫生物传感器[12-14]等。高效液相色谱法检测分辨率高和重现性好,但检测仪器昂贵且操作复杂。酶联免疫吸附法操作简便、快速,但检测精度较低。薄层层析法是最早使用的方法之一,能实现多样品的同时分析,但对样品的前处理繁琐,同时应用过程中受环境有一定影响。免疫生物传感法因其灵敏度高、结构简单、易于操作、抗电磁干扰以及小型化等优势,成为目前 AFB_1 检测的研究热点。

Wang 等[15]制作了一种新型光纤表面等离子共振(SPR)生物传感器,利用多巴胺作为交联剂固定抗反应蛋白(CRP)单克隆抗体,可特异性检测 CRP。Daems 等[16]进行基于光纤 SPR 生物传感器的竞争性抑制试验,以检测复杂生物液体中的孕酮。Wang 等[17]提出了一种氧化石墨烯镀银光纤 SPR 生物传感器,用于检测人体免疫球蛋白。现研究通常使用硅基光纤作为传感媒介,在使用中存在产生微小裂纹或损伤的风险,会导致光纤中光信号衰减、传输性能下降,影响传感器性能[18]。而由于聚甲基丙烯酸甲酯制成的塑料光纤(POF)具有柔性的特点,规避了硅基光纤信号传输性能衰减的问题。

PAni 是一种高分子化合物,具有特殊的光学性质,由于其氧化还原化学反应对于信号放大具有明显作用,因此可以用来探测小分子、蛋白质和DNA等物质[19-20]。

基于此,本研究提出了一种 PAni 功能化的 POF 传感器用于 AFB_1 浓度的精量检测方法。实验研究了 PAni 对传感器的增敏作用,结果表明,PAni 涂层对传感器具有良好增敏效果。传感器在 AFB_1 浓度为 0.01～10 μg/L,光子数变化量与 AFB_1 浓度呈线性响应,其检测限为 0.53 μg/L,并表现出良好的特异性和抗干扰性,加标回收率在 95.97%～113.13%。该研究为开发一种简单、高效、特异性强的 AFB_1 光纤免疫传感器提供了思路。

1 传感器原理

在 POF 传感区的表面固定待测物的抗体,并将待测物质涂敷至传感区表面,其免疫反应形成的复合膜会影响 POF 传输光的能量,导致光信号发生变化。通过测量输出端的光子数变化量,可以实现对 AFB_1 浓度的测量。假设波长为 λ 的光在 POF 内传输,外界环境对 POF 表面的倏逝波产生吸收。由朗伯-比尔定律可知,POF 的输入光强 I_{in} 与输出光强 I_{out} 满足[21-22]:

$$I_{out}=I_{in}\exp(-\gamma L) \tag{1}$$

式中,L 为传感器敏感区长度,倏逝波的衰减系数 γ 可表示为[20-21]:

$$\gamma=\frac{\alpha\lambda n_1^2\cos^2\theta}{2\pi R(n_1^2-n_2^2)\sin\theta(\sin^2\theta-n_2^2/n_1^2)^{1/2}} \tag{2}$$

式中,光纤的纤芯半径为 R,入射光与纤芯界面的法线之间的夹角为 θ,α 为测量对象的容积吸收系数;n_1 为纤芯的折射率,n_2 为传感器表面的折射率。

将式(2)代入式(1)可得传感器的输出光强:

$$I_{out}=I_{in}\exp\left[-\frac{\alpha\lambda L\cos^2\theta}{2\pi R(n_1^2-n_2^2)\sin\theta(\sin^2\theta-n_2^2/n_1^2)^{1/2}}\right] \tag{3}$$

可见,当 I_{in},L,θ,n_1,R 和 λ 一定时,抗原抗体特异性结合形成的复合膜将引起 n_2 变化,导致输出光子数 I_{out} 变化。因此,可通过测量传感器输出光子数的变化量来实现对待测物(AFB_1)浓度的测量。

2　实验材料及制备方法

2.1　实验材料

AFB_1 抗体(上海生物工程科技股份有限公司)、AFB_1(上海生物工程股份有限公司)、苯胺(上海阿拉丁生化科技股份有限公司)、磷酸盐缓冲液水(PBS)(析标科技标准溶液有限公司)、戊二醛(析标科技标准溶液有限公司)、PC300(生物防腐剂)、过硫酸铵(APS)(广东中海化工有限公司)、牛血清白蛋白(BSA)(北京百普赛斯生物科技股份有限公司)、氯化钠(NaCl)、盐酸(HCl)(深圳市欣纳克科技有限公司)、乙酸乙酯(EA)(天津市富宇精细化工有限公司)、去离子水(DI)(广州和为医药科技有限公司)、硼酸盐标准缓冲液(厦门艾美蔓妮生物科技有限公司)、塑料光纤(POF)(直径为 500 μm,纤芯直径 480 μm,包层直径 20 μm,纤芯和包层折射率分别为 1.49 和 1.479,SMA905 接口,江苏田信塑料光纤有限公司)、EDC(上海阿拉丁生化科技股份有限公司)、NHS(上海阿拉丁生化科技股份有限公司)。

2.2　传感区制备

实验准备修饰 PAni 和未修饰 PAni 的传感器,并验证 PAni 的增敏作用,其制备流程及原理如图 1(a)所示。

1) 去除包层

用剥线钳去除 POF 中间长度为 1 cm 的涂覆层,作为传感区,再用 EA 腐蚀传感区至 480 μm,之后加入 H_2SO_4 去酯。

2)PAni 在 POF 传感区的修饰

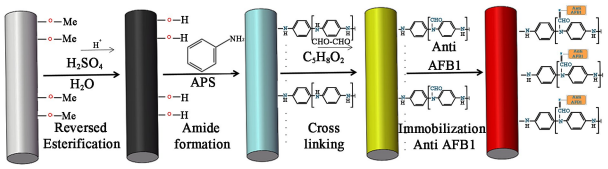
在 10 mL 稀 HCl 中制备苯胺。再向制备好的苯胺中加入 2 mL 浓度为 0.1 mol/L 的 APS,并立即将传感区浸入制备好的溶液中,记录此时的光子数值,待光子数值稳定后取出,用稀 HCl 和 DI 先后清洗,并用氮气喷枪干燥备用。

3)AFB_1 抗体在 PAni 上的固定

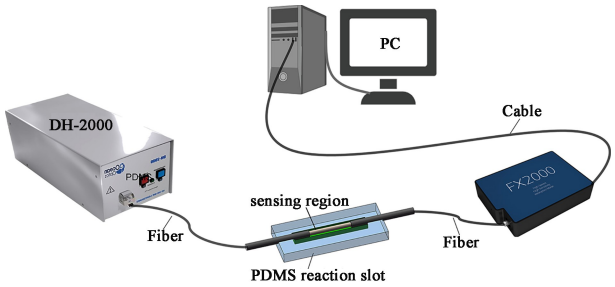
首先用 3%w/V 的戊二醛浸泡传感区 15 min,监测 655 nm 处光强的变化,待稳定后用 DI 清洗。将 AFB_1 抗体置于 10 mL pH 值为 7.0 的 PBS 溶液中,并加入 1 mL PC300,将传感区置于溶液中浸泡 20 min,待光强稳定并用 DI 清洗后将传感区置于 BSA 溶液中浸泡 30 min,最后用 DI 清洗,氮气喷枪干燥备用。

4)未修饰 PAni 的传感器制备

保持其他固定化条件相同,在 pH 为 5.5 MES 缓冲液中加入偶联试剂 EDC 和 sulfo-NHS,同时将传感区置于溶液中浸泡 90 min 进行羧基活化。再使用 PBS 缓冲液调节 pH 至 7.2,加入 AFB_1 抗体溶液,常温下放置 12 h,晾干后将传感区浸入 BSA 溶液 30 min,最后用 DI 冲洗,并用氮气喷枪干燥。



(a) 传感器的制备流程及原理



(b) 实验装置图

图 1　传感器的制备流程及原理和实验示意图

2.3　光学系统

传感实验的装置如图 1(b)所示,POF 一端耦合至卤素灯光源(230～2 500 nm),另一端耦合到光谱仪(300～1 050 nm),传感区域放置在样品槽中。光谱仪连接计算机,监测光子数值的变化。

2.4　分析方法

利用传感器输出光子数的相对变化量 ΔN 表征传感器测量 AFB_1 浓度的能力,其中 $\Delta N = N_0 - N_C$,N_0 为 AFB_1 浓度为 0 μg/L 时(PBS 缓冲液)的输出光子数,N_C 为 AFB_1 浓度为 C μg/L 时的输出光子数。

3　实验结果与讨论

3.1　表征

为验证 POF 处理后含有羧基基团,利用红外光谱仪检测各个阶段 POF 表面的羧基基团,由图 2(a)可知当波数为 3 433 cm^{-1} 时,光谱中显示出了—COOH 中 OH 的伸缩振动峰,1 720 cm^{-1} 为羧羰基 C=O 的伸缩振动峰,未去包层时,两个振动峰均未出现,当 EA 去除包层后,监测到两个基团的振动峰,证明 POF 表面有羧基沉积。当 H_2SO_4 浸泡后,振动峰明显增强,此时 POF 表面的羟基浓度增加。

分别取 10 根用硫酸去酯后的 POF 和未去包层的 POF，分别放入 10 mL 的 DI 水中，加入酚酞试剂，用 1 μL 的取液器吸取浓度为 10^{-3} mol/L 的 NaOH 溶液进行滴定，结果显示对于去酯后的 POF，每次加入 3 μL 的 NaOH 溶液才会变色，而对于未去包层的 POF，每次加入 1 μL 的 NaOH 溶液便发生变色，这进一步证明去酯后的 POF 表面沉积了酸性基团－COOH。

为证明 PAni 被成功修饰以及 AFB_1 抗体被成功固定在 POF 传感区，分别对不同阶段的 POF 传感区进行 SEM 及 EDS 表征。裸 POF 表面光滑无杂质，如图 4(a)和(e)。PAni 修饰后的光纤被 PAni 均匀覆盖，如图 4(b)和(f)，由于 PAni 对 pH 值具有高敏感性，修饰涂层后 POF 表面呈黄绿色。经过戊二醛交联后，如图 4(c)和(g)，POF 表面出现褶皱和裂纹。经抗体固定后，如图 4(d)和(h)，POF 表面的粗糙度增加。由图 3 可知，裸 POF 包层中 F 含量较高，去除包层后 F 元素基本消失。当 AFB_1 抗体固定后，POF 表面中 C 元素含量增加，进一步证实 POF 表面成功固定了 AFB_1 抗体分子。

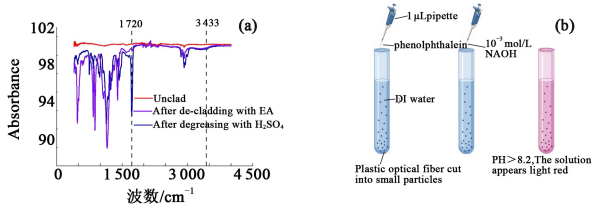
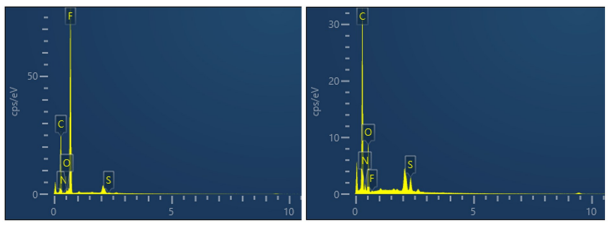


图 2 (a)红外光谱吸收能谱；(b) 去酯后的 POF 和未去包层的 POF 酸碱滴定示意图



(a) 裸 POF (b) AFB_1 抗体固定后 POF

图 3 EDS 能谱图

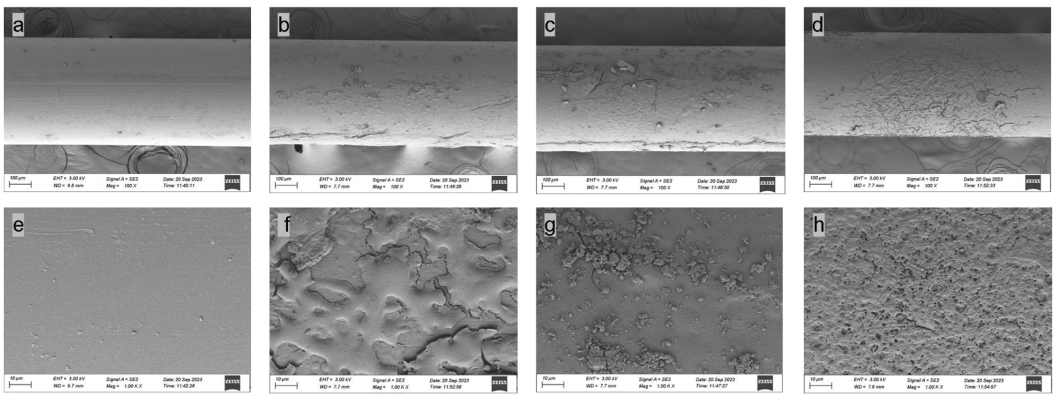
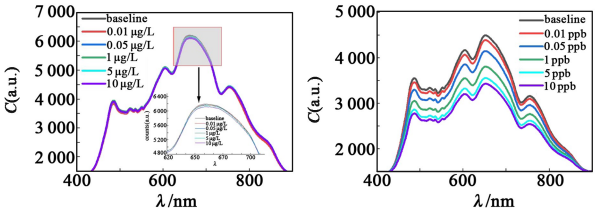


图 4 POF 的表面形貌及其放大图。(a)，(e)裸 POF；(b)，(f)PAni 修饰后的 POF；(c)，(g)戊二醛交联后的 POF；(d)，(h)抗 AFB1 固定后的 POF

3.2 聚苯胺的修饰对检测灵敏度的影响

将 0.01，0.05，1，5，10 μg/L 的 AFB_1 溶液分别涂敷到未修饰 PAni 传感器和修饰 PAni 传感器的表面。由图 5(a)和表 2 可见，未修饰 PAni 的传感器的光谱在 0.01～10 μg/LAFB_1 作用下变化很小，即使加入浓度为 10 μg/L 的 AFB_1，光子数波动仍在 100 以内变化。由图 5(a)，(b)和表 1 可见，修饰 PAni 的传感器初始光谱较未修饰的低，这是由于 PAni 具有吸光作用。同时，加入浓度为 0.01 μg/L 的 AFB_1，其光子数变化为 175，与未修饰的传感器相比有极其灵敏的响应，证明 PAni 涂层对传感器具有增敏作用。修饰PAni的传感器灵敏度明显增加，主要因为 PAni 的氧化还原反应对微小信号变化的放大作用，并且由于抗体－抗原反应形成的复合膜对部分光子的吸收作用，使其光子数变化量随 AFB_1 浓度 C 的增加而增加。



(a) 未修饰 (b 修饰

图 5 未修饰和修饰 PAni 涂层的传感器光谱随 AFB_1 浓度的变化

表 1　两种传感器灵敏度对比

C/(μg/L)	未修饰 PAni 传感器			修饰 PAni 传感器		
	初始光子数(a. u.)	反应后光子数(a. u.)	光子数差(a. u.)	初始光子数(a. u.)	反应后光子数(a. u.)	光子数差(a. u.)
0.01	6 208	6 189	19	4 523	4 348	175
0.05	6 213	6 175	38	4 535	4 177	358
1	6 223	6 160	63	4 542	3 824	718
5	6 197	6 122	75	4 519	3 596	923
10	6 210	6 177	83	4 529	3 476	1 053

注：光子数为 655 nm 处，且均为三次实验平均值

3.3　灵敏度和加标回收率测定

在最优条件下，对传感器检测 AFB_1 的浓度灵敏度进行测试。将恒温箱设置为 37 ℃，对 0.01，0.05，1，5，10 μg/L 的标准样品溶液检测，每个浓度样品平均测定 3 次，并建立定标曲线。

随着 AFB_1 浓度从 0.01 μg/L 增加到 10 μg/L，传输光强变化量明显增强，并且在 0.01～10 μg/L 内 AFB_1 浓度与传输光强变化量呈正相关。如图 6 所示，线性方程为 $y=745.1+293.2x$（其中，x 表示样品中目标物浓度，y 表示输光强变化量），传感器的浓度检测限为 $LOD=3S/s$，其中 S 为空白样品的标准偏差，s 是定标曲线斜率。计算得到的检测限为 0.53 μg/L（$S/N=3$），低于国家标准中的（0.5－20 μg/kg），如表 2 所示，本文研究的 POF 免疫传感器的检测性能优于大多数已有报道的传感器，满足 AFB_1 精量化的检测需要。

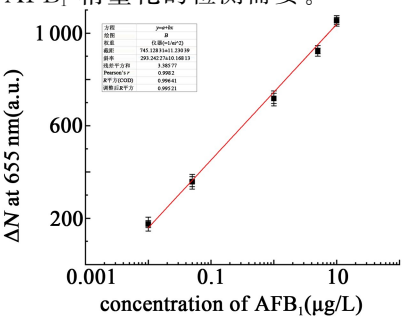


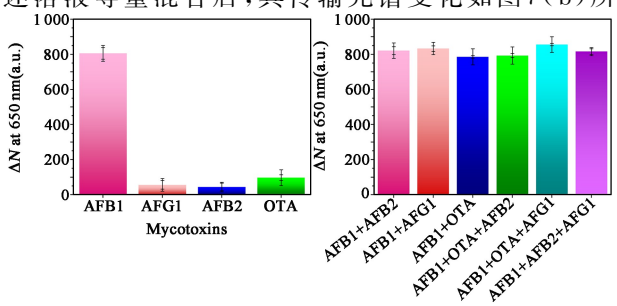
图 6　传感器测量定标曲线

表 2　不同 AFB_1 检测技术比较

Technology	LOD/(μg/L)	Recovery ratio/%	Linear relationship in the range/(μg/L)	Equipment	Typical reference
SERS	0.36	82.79～113.12	0.01～100	共聚焦微拉曼光谱仪	[23]
ELISA	18	93～119	25～500	微孔板读卡器	[24]
SPR	0.59	101.33～106.67	0.99～21.92	SPR 成像仪	[25]
Biosensors	0.53	95.97～113.13	0.01～10	光纤光谱仪	This work

3.4　传感器的特异性和抗干扰性

为检测传感器的特异性和抗干扰性，引入了几种常见的真菌毒素：黄曲霉毒素 B_2（AFB_2）、黄曲霉毒素 G_1（AFG_1）、呕吐毒素（OTA），分别取 10 μL 浓度为 1 μg/L 的上述真菌毒素溶液进行检测。结果如图 7(a)，传感器对 AFB_1 的响应更明显，而对于其他真菌毒素的信号响应较小，证明了传感器对 AFB_1 特异性的免疫反应。将 AFB_1 溶液分别与上述溶液等量混合后，其传输光谱变化如图7(b)所示，传感器对不同混合溶液的响应能力基本相似，证明了传感器的抗干扰性较好。



(a) 特异性　　(b) 抗干扰性

图 7　传感器的特异性和抗干扰性

4　结论

本文通过在 POF 表面修饰 PAni 涂层，并将 AFB_1 抗体固定在 PAni 涂层上，构建了一种 POF 免疫传感器。该传感器能够特异地识别 AFB_1，准确测量其浓度。通过实验验证了 PAni 对传感器的增敏作用。实验结果表明，传感器检测限为 0.53 μg/L，线性响应范围为 0.01～10 μg/L，加标回收率在 95.97%～113.13%，相比其他传感器具有检测限较低、制作方法简单的特点。本研究对开发低成本高灵敏度 AFB_1 检测设备具有重要的意义。

参考文献：

[1] Kong Y, Zhu Y, Song J, et al. A novel multimode biosensor for sensitive detection of AFB_1 in food based on mxenes nano enzymes[J]. Food Chemistry, 2023: 136645.

[2] Contreras-Trigo B, Díaz-García V, Oyarzún P. A novel preanalytical strategy enabling application of a colorimetric nanoaptasensor for on-site detection of AFB_1 in cattle feed[J]. Sensors, 2022, 22(23): 9280.

[3] Hassan H F, Kordahi R, Dimassi H, et al. Aflatoxin B_1 in Rice: Effects of Storage Duration, Grain Type and Size, Production Site, and Season[J]. J. of Food Protection, 2022, 85(6): 938-944.

[4] Xiao X, Hu S, Lai X, et al. Developmental trend of immunoassays for monitoring hazards in food samples: A review[J]. Trends in Food Science & Technology, 2021, 111: 68-88.

[5] Zhou W, Zhang W, Wang Z, et al. Progress on fiber-optic evanescent wave biosensor technique in food safety detection [J]. J. of Food Safety and Quality, 2014, 5(12): 3971-3974.

[6] Gosling J P. A decade of development in immunoassay methodology[J]. Clinical Chemistry, 1990, 36(8): 1408-1427.

[7] Tian D, Wang J, Zhuang Q, et al. An electrochemiluminescence biosensor based on GrapHitic carbon nitride luminescence quenching for detection of AFB_1 [J]. Food Chemistry, 2023, 404: 134183.

[8] Lu L, Yu R, Zhang L. AFB_1 colorimetric aptamer sensor for the detection of AFB_1 in ten different kinds of miscellaneous beans based on gold nanoparticles and smartpHone imaging [J]. Food Chemistry, 2023, 421: 136205.

[9] Ponzilacqua B, Rottinghaus G E, Landers B R, et al. Effects of medicinal herb and Brazilian traditional plant extracts on in vitro mycotoxin decontamination[J]. Food Control, 2019, 100: 24-27.

[10] Liu J W, Lu C C, Liu B H, et al. Development of novel monoclonal antibodies-based ultrasensitive enzyme-linked immunosorbent assay and rapid immunochromatograpHic strip for aflatoxin B_1 detection[J]. Food Control, 2016, 59: 700-707.

[11] Chen Y, Shen Y, Wang H, et al. A novel dual-channel immunochromatographic strip using up-conversion nanoparticles for simultaneous detection of AFB_1 and ZEN in maize[J]. Analytical and Bioanalytical Chemistry, 2023, 415 (20): 4935-4947.

[12] Lin Y, Lin Y, Tang D, et al. Simple and sensitive detection of aflatoxin B_1 within five minute using a non-conventional competitive immunosensing mode [J]. Biosensors and Bioelectronics, 2015, 74: 680-686.

[13] Chandra S, Dhawangale A, Mukherji S. Hand-held optical sensor using denatured antibody coated electro-active polymer for ultra-trace detection of copper in blood serum and environmental samples[J]. Biosensors and Bioelectronics, 2018, 110: 38-43.

[14] Maragos C M, Thompson V S. Fiber-optic immunosensor for mycotoxins[J]. Natural Toxins, 1999, 7(6): 371-376.

[15] Wang W, Mai Z, Chen Y, et al. A label-free fiber optic SPR biosensor for specific detection of C-reactive protein[J]. Scientific Reports, 2017, 7(1): 16904.

[16] Daems D, Lu J, Delport F, et al. Competitive inhibition assay for the detection of progesterone in dairy milk using a fiber optic SPR biosensor[J]. Analytica Chimica Acta, 2017, 950: 1-6.

[17] Wang Q, Wang B T. Surface plasmon resonance biosensor based on grapHene oxide/silver coated polymer cladding silica fiber[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2018, 275: 332-338.

[18] Wandermur G, Rodrigues D, Allil R, et al. Plastic optical fiber-based biosensor platform for rapid cell detection[J]. Biosensors and Bioelectronics, 2014, 54: 661-666.

[19] Baker C O, Huang X, Nelson W, et al. Polyaniline nanofibers: broadening applications for conducting polymers [J]. Chemical Society Reviews, 2017, 46(5): 1510-1525.

[20] Prasanth A, Meher S R, Alex Z C. Metal oxide thin films coated evanescent wave based fiber optic VOC sensor[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2022, 338: 113459.

[21] 黄惠杰，翟俊辉，任冰强，等. 光纤倏逝波生物传感器及其应用[J]. 光学学报，2023，23(4)：451-454.
Huang Huijie, Zhai Junhui, Ren Bingqiang, et al. Fiber optic swift wave biosensors and their applications[J]. J. of Optics, 2023, 23(4): 451-454.

[22] 冯利民，刘 洋，钟 用，等. 一种选择性检测4-氟苯酚浓度的光纤倏逝波传感器[J]. 激光杂志，2022，43(6)：80-84.
Feng Limin, Liu Yang, Zhong Yong, et al. A fiber optic swift wave sensor for selective detection of 4-fluoropHenol concentration[J]. Laser J., 2022, 43(6): 80-84.

[23] Gupta B D, Semwal V. Recent advances in molecular imprinting technique based fiber optic biosensors[J]. Optical Fiber Technol., 2023, 80: 103429.

[24] Ashraf M, Beg M T, Moin F, et al. Sensitivity enhancement in U-shaped evanescent wave fiber sensor[J]. IEEE Sensors J., 2023, 23(10): 10444-10451.

[25] Song L, Li J, Li H, et al. Highly sensitive SERS detection for Aflatoxin B_1 and Ochratoxin A based on aptamer-functionalized pHotonic crystal microspHere array [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2022, 364: 131778.

[26] Pal T, Aditya S, Mathai T, et al. Polyaniline coated plastic optic fiber biosensor for detection of aflatoxin B_1 in nut, cereals, beverages, and body fluids [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2023, 389: 133897.

[27] Leitão C, Pereira S O, Marques C, et al. Cost-effective fiber optic solutions for biosensing[J]. Biosensors, 2022, 12(8): 575.

作者简介：

王志强(1999—)，男，河南省驻马店市人，硕士研究生，主要研究方向为光电检测技术；

吴才章(1963—)，男，河南省郑州市人，博士，教授，主要研究方向为光电检测技术、仪器仪表检测。