

基于磁弹性传感器的金黄色葡萄球菌检测机理研究

Research on the detection mechanism of dairy products based on the magnetoelastic wireless sensor

王 华^{1,2,3} 陈德文⁴ 周德强^{1,2,3} 曹丕宇^{1,2}

WANG Hua^{1,2,3} CHEN De-wen⁴ ZHOU De-qiang^{1,2,3} CAO Pi-yu^{1,2}

(1. 江苏省食品先进制造装备技术重点实验室, 江苏 无锡 214122; 2. 江南大学机械工程学院, 江苏 无锡 214122; 3. 无损检测技术教育部重点实验室〔南昌航空大学〕, 江西 南昌 330063; 4. 国家日用小商品质量监督检验中心, 浙江 义乌 322000)

(1. *The Key Laboratory for Advanced Food Manufacturing Equipment Technology of Jiangsu Province, Wuxi, Jiangsu 214122, China*; 2. *School of Mechanical Engineering, Jiangnan University, Wuxi, Jiangsu 214122, China*; 3. *Key Laboratory of Nondestructive Testing [Nanchang Hangkong University], Nanchang, Jiangxi 330063, China*; 4. *National Center of Quality Supervision and Inspection for Commodity, Yiwu, Zhejiang 322000, China*)

摘要:针对乳制品中可能含有金黄色葡萄球菌的问题,研制了用于检测金黄色葡萄球菌的无线磁弹性传感器,研究该磁弹性传感器检测机理,对比分析磁弹性无线传感器在有菌和无菌的乳制品中共振频移以及荧光。结果表明,磁弹性传感器的共振频率能够较好地反映传感器自身的重量和传感器所处液体的黏度,由于金黄色葡萄球菌的增殖会引起牛奶黏度的变化,且金黄色葡萄球菌会与修饰在膜片的适配体结合引起质量变化,从而影响传感器的共振频率。通过试验验证液体黏度对磁弹性传感器振动频率的抑制也较为明显,当黏度变化只有 0.15 mPa·s 时,其共振频移能够达到 0.5 kHz。

关键词:磁弹性传感器;金黄色葡萄球菌;牛奶;共振

Abstract: In view of the possible inclusion of *Staphylococcus aureus* in dairy products, a magnetoelastic *S. aureus* wireless sensor was developed to study the detection the mechanism of its magnetoelastic sensor in dairy products. By comparing the magnetic resonance wireless sensor's resonance frequency shift and fluorescent experiment in bacteria and aseptic dairy liquids, the analysis results showed that the resonant frequency of the magnetoelastic sensor could better reflect the weight of the sensor. When the mass of the sensor decreases

or the liquid increased, the resonance frequency of the sensor decreased. It was also confirmed that the viscosity of the liquid was significantly suppressed by the viscosity of the magnetoelastic sensor. Even though the viscosity changed only 0.15 mPa·s, the resonance frequency shift could reach 0.5 kHz.

Keywords: magnetoelastic sensor; *Staphylococcus aureus*; milk; resonant

食品在生产或食用时不会对广大群众造成损害是食品安全的含义^[1]。食品安全问题主要集中在化学性危害、生物毒素、微生物危害、食品掺假等多个方面。食品中存在金黄色葡萄球菌是世界性卫生问题,根据美国疾病预防控制中心报告^[2],由金黄色葡萄球菌引起的食物中毒,居全美第 2 位。金黄色葡萄球菌是引起食源性疾病发生率较高的 5 种病原菌之一,每年由金黄色葡萄球菌引起的食源性疾病病例达 24 万例^[3]。近年来,随着抗生素的大量使用,金黄色葡萄球菌耐药性越来越强,甚至出现了多重耐药菌株和超级耐药菌株,致病能力也日趋增强^[4]。因此,检测金黄色葡萄球菌具有较大的实际意义。目前,检验金黄色葡萄球菌的方法有常规细菌培养法^[5-6]、免疫学方法^[7]、分子生物学法^[8-9]、质谱分析^[10]、生物传感器检测法^[11]等。近几年生物磁弹性传感器的研究有较大的进展,相较于传统方法目前很多学者利用磁弹性传感器自身质量变化而产生的共振频移的特性,在磁弹性传感器表面进行生物或者化学材料修饰,在其表面形成一层敏感薄膜,用以检测各类细菌和各种有机物^[12-14]。但现阶段没有学者利用质量负载和传感器所处溶液黏度的变化来实现对相同物质的检测。

基金项目:江苏省食品先进制造装备技术重点实验室开放课题(编号:FM-201806);浙江省科技计划项目(编号:2015C32108);无损检测技术教育部重点实验室开放基金(编号:ZD201629001);国家自然科学基金(编号:51107053)

作者简介:王华,男,江南大学在读硕士研究生。

通信作者:周德强(1979—),男,江南大学副教授,博士。

E-mail:zhoudeqiang@jiangnan.edu.cn

收稿日期:2018-06-02

本试验拟利用磁弹性无线传感器对金黄色葡萄球菌的检测原理研究了黏度变化和质量负载变化对传感器的影响,并对分析这2种方式的优缺点,利用磁弹性传感器的共振频移检测乳制品中是否含有金黄色葡萄球菌。

1 检测原理

对于非晶合金带材的磁弹性传感器而言,其基频共振频率 f_0 可由式(1)计算:

$$f_0 = \frac{1}{2L} \sqrt{\frac{E}{\rho(1-\nu^2)}}, \quad (1)$$

式中:

- L —— 非晶合金带材的长度, mm;
- E —— 非晶合金带材的杨氏模量, GPa;
- ρ —— 非晶合金带材的密度, pg/mm^3 ;
- ν —— 非晶合金带材的泊松比。

磁弹性传感器在液体中的共振频率受到多个因素的影响,其中主要受2个因素影响,一个是非晶合金带材自身质量;另一个是传感器所处液体的黏度^[15]。

当传感器自身质量发生变化时,根据式(2)可求得其变化后的共振频率。

$$f = \frac{1}{2L} \sqrt{\frac{EA(d+\Delta d)}{(m+\Delta m)(1-\nu^2)}}, \quad (2)$$

式中:

- A —— 传感器的面积, mm^2 ;
- d —— 传感器的厚度, mm;
- m —— 传感器的重量, pg。

由于传感器厚度变化相较于质量变化所引起的频移较小,可以忽略不计,从而可得:

$$f \approx \frac{1}{2L} \sqrt{\frac{EAd}{(m+\Delta m)(1-\nu^2)}} = f_0 \sqrt{\frac{1}{1+\frac{\Delta m}{m}}}. \quad (3)$$

对上式采用二项式展开,并忽略高于二次以上的项,可以得到:

$$f \approx f_0 \sqrt{\frac{1}{1+\frac{\Delta m}{m}}} = f_0 \left(1 - \frac{\Delta m}{2m}\right). \quad (4)$$

利用式(4)减去式(3)可以得出因传感器质量变化而产生的共振频移为 $-f_0 \frac{\Delta m}{2m}$ 。由此可见谐振频移与表面质量负载 Δm 呈线性关系。

当磁弹性传感器被置入液体中时,由于液体黏度会产生一定的剪切力,会降低磁弹性传感器的共振频率。液体对磁弹性无线传感器的共振频率影响可以利用将磁弹性材料置入不可压缩液体内的振动理论模型进行分析计算。如图1所示,当磁弹性材料被置于液体中时,可以假定传感器的位置在2块面积很大且相等的平板之间,并且假设磁弹性材料位于YZ平面上,与上下固定平板之间的距离都为 h 。

磁弹性材料在黏性液体中的运动方程为:

$$\frac{\partial^2 u_x}{\partial t^2} = \frac{E}{\rho(1-\nu^2)} \frac{\partial^2 u_x}{\partial x^2} - \frac{2\eta\kappa}{\rho d} \frac{\partial u_x}{\partial t} \cot\kappa h, \quad (5)$$

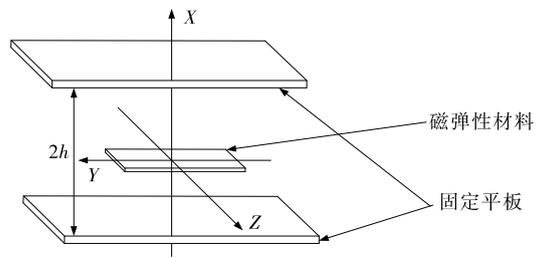


图1 在液体中磁弹性材料的理论模型

Figure 1 Theoretical model of magnetoelastic material in liquid

式中:

- ρ —— 膜片的密度, pg/mm^3 ;
- d —— 磁弹性传感器的厚度, mm;
- η —— 液体黏度, $\text{mPa} \cdot \text{s}$;
- κ —— 与渗透深度相关的系数 [$\kappa = (1+j)/\delta$], mm^{-1} ;
- h —— 2个固定平板之间距离的1/2, mm。

通过求解式(5)可以得到:

$$f_i^2 = \frac{E}{\rho(1-\nu^2)} \left(\frac{1}{2L}\right)^2 - \frac{\eta l}{\pi \delta \rho d} \frac{\sinh\left(\frac{2h}{\delta}\right) - \sin\left(\frac{2h}{\delta}\right)}{\cosh\left(\frac{2h}{\delta}\right) - \cos\left(\frac{2h}{\delta}\right)}, \quad (6)$$

式中:

δ —— 振动波在液体中的渗透深度 ($\delta = \sqrt{\eta/\pi\rho_l f}$), mm。

式(6)左边是磁弹性传感器在液体中共振基频的平方项,右边第一项为式(1)的平方,即磁弹性传感器在空气中的共振频率的平方,等式右边的第二项则是液体中剪切力的消散作用对磁弹性传感器的影响。

当磁弹性传感器处在高黏度溶液中时,即 $2h/\delta \ll 1$ 的液体而言,磁弹性传感器的共振漂移可以表示为:

$$\Delta f = f_i - f_0 = -\frac{1}{3} f_0 \frac{\rho_l h}{\rho d}. \quad (7)$$

当磁弹性传感器处在低黏度溶液中时,即 $2h/\delta \gg 1$, 磁弹性传感器的共振漂移则是:

$$\Delta f = -\frac{\sqrt{\pi f_0 \eta f_i}}{2\pi \rho d}. \quad (8)$$

2 试验部分

2.1 试剂与设备

2.1.1 试剂

氨基化适配体:生工生物工程(上海)股份有限公司;

金黄色葡萄球菌(*Staphylococcus aureus*):江南大学;

伊利鲜牛奶:市售;

丙烯酸:化学纯,国药集团化学试剂有限公司;

二乙胺荧光素(FDA):97%,阿拉丁试剂(上海)有限公司;

胰蛋白胨、酵母粉:生物试剂,上海根生生物科技有限公司。

2.1.2 设备

数字显示旋转黏度计:NDJ-8S 型,山东肥城佳贝尔仪器有限公司;

磁弹性传感器的基体是铁基非晶带材:尺寸为 $3\text{ mm} \times 8\text{ mm} \times 25\text{ }\mu\text{m}$,上海黄浦区健磁电子;

信号发生器:ET3325 型,杭州中创电子有限公司;

压力蒸汽灭菌器:XFS-280MF 型手提式,浙江新丰医疗器械有限公司;

超净工作台:SW-CJ-2D 型,苏州苏杰净化设备;

数据采集卡:DAQ2010 型,凌华科技(中国)有限公司;

电热鼓风干燥箱:DHG-9015A 型,上海一恒科学仪器有限公司;

荧光显微镜:Nikon 80i 型正置,日本尼康株式会社;

自制 TR 型线圈:其中激励线为 400 匝,检测线圈为 1 200 匝,整个系统的结构框图如图 2 所示。

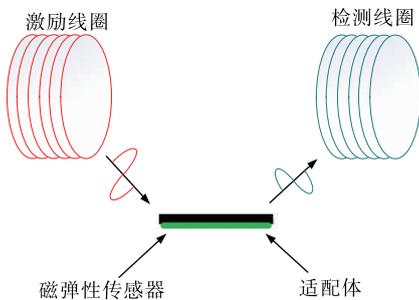


图 2 TR 型线圈示意图

Figure 2 The schematic of TR coil

2.2 试验方法

2.2.1 传感器的制备 采用的磁致伸缩传感器的材料为铁基非晶材料,将材料利用微切割技术剪裁成 $3\text{ mm} \times 8\text{ mm}$ 的矩形薄片。先用乙醇将膜片清洗消毒后放入丙烯酸溶液中,密封 1 h 左右,待磁致伸缩膜片表面生成一层保护膜,防止磁致伸缩膜片生锈,为细菌提供一个生长场所,然后将膜片放置在超净台上通风,并用紫外线照射杀菌 30 min,取浓度为 $1\text{ }\mu\text{L/mL}$ 适配体溶液 $30\text{ }\mu\text{L}$ 滴在传感器表面进行修饰,放在超净台上 2 h 使适配体固定在传感器表面。

2.2.2 测量 由于 TR 型线圈是基于离心管绕制而成的,先将牛奶加入离心管中,并将修饰好的磁弹性带材放入,然后使用扫频的方法,首先利用间隔为 1 kHz 的激励信号来确定共振点的大致频率范围,再在初次测取频率信号前后 1 kHz 的范围,进行间隔为 100 Hz 的小频率扫描,从而确定最终共振点的频率值。每隔 1 h 重复 1 次扫频,但在进行人工污染后的试验中,滴入金黄色葡萄球菌菌液 30 min 后增加了 1 组数据。由于数据采集可能存在误差,因此在每个频率点都采集 5 次数据,最终取 5 次的平均值作为每个频率点的最终阻抗值。

2.2.3 荧光试验 在频率检测试验结束之前,先将 6 孔板培养 24 h。待测量试验结束时,先将浸入牛奶中的磁弹性生物传感器用 0.9% 的 NaCl 溶液冲洗,将磁弹性传感器从染菌的牛奶中取出并置于 1 个 6 孔板中,加入 3 mL 液体培养基和

$20\text{ }\mu\text{L}$ 的 FDA 进行染色, $37\text{ }^\circ\text{C}$ 下继续培养 15 min,在取 FDA 试剂时,将酒精灯点燃置于试剂瓶口 15 cm 内。之后采用荧光显微镜拍摄样品表面细菌荧光图。同时,准备一个在未染菌牛奶中静置的磁弹性传感器做对比。整个试验都需在超净工作台上进行。

2.2.4 黏度试验 利用黏度计自身的水平仪调节黏度计处于水平,估计牛奶的黏度范围选用合适的转子,在调节旋动黏度计升降架时,缓慢调节黏度计,当转子逐渐浸入样品中,直至转子上的标记与液面相平为止,使保护架、转子处于容器中心。待转子在样品中浸泡 3 min,使转子温度与样品温度一致。开始测量。当转子在液体中旋转 20 圈以上再读取示数,每个试样至少测量 2 次。在第 1 次测量完毕后,按“复位”键,直至转子停止转动后,再次启动黏度计,开始第 2 次测量。测试结果取这 2 次测量结果的算术平均值。2 次测量结果之差小于或等于 2 次测量结果平均值的 10%,以保证测量的准确性,否则测量第 3 次。

3 结果与分析

3.1 修饰后的膜片在无金黄色葡萄球菌的牛奶磁弹性传感器检测试验

经过 25 h 的测量,得到了如图 3 所示的共振频率关于时间的图像。由图 3 可知将传感器放入牛奶中 3 h 内膜片的共振频率有很明显的上升。经过多次试验都出现了这种现象,这与前文中理论分析并不相符,针对这个现象,推测该现象是磁弹性传感器上的适配体没能充分固定,在振动过程中从磁弹性传感器上剥落,导致传感器的自身质量降低,使磁弹性无线传感器的共振频率上升。由于在这段时间内牛奶的黏度一直保持在 $1.60\text{ mPa}\cdot\text{s}$,没有出现变化,故排除因黏度变化造成的频移。从图 3 中可知,在经过 12 h 试验后,磁弹性传感器的共振频率发生了一些变化,由于此时试验过程中磁弹性传感器的位置发生了的变化,导致了磁弹性传感器的共振频率产生了一定的变化,当传感器位置稳定之后,频率稳定在 76.9 kHz ,在随后的几个小时并没有再次测取,因为已经证实 $3\sim 11\text{ h}$ 时在没有外在影响因素的情况下,传感器的共振频率会在一个稳定的频率值,因此在隔了 9 h 后再次测取其共振频率,测得仍为 76.9 kHz 。整个试验中,共振频率由原来的 77 kHz 变为了 76.9 kHz ,是因为磁弹性生物传感器在离心管中的位置发生了变化。

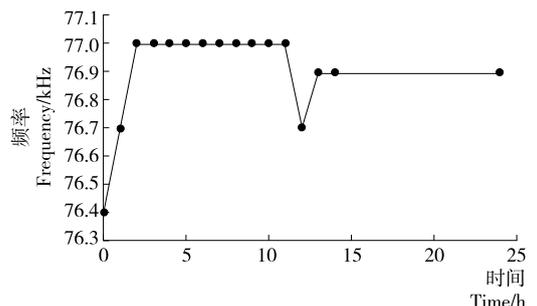


图 3 磁弹性传感器在未染菌的牛奶中的频率响应曲线
Figure 3 Frequency response curve of magnetoelastic sensor in milk without *Staphylococcus aureus*

为了进一步证实该牛奶中是否含有金黄色葡萄球菌,利用荧光试验进行了验证,图4显示传感器上没有任何异样,证实了该牛奶是没有金黄色葡萄球菌。

3.2 修饰后的膜片在含有金黄色葡萄球菌的牛奶中磁弹性传感器检测试验

图5显示,在菌液滴入后的0.5 h内,传感器的共振频率有很明显的增大,该阶段主要是由于磁弹性传感器在离心管中位置发生了变化,在随后的3 h内,传感器的共振频率一直维持在77.2 kHz,而经过5 h后,传感器的共振频率再一次提高到了77.5 kHz,这是由牛奶黏度的变化所引起的,由于金黄色葡萄球菌的增殖分解了牛奶中的大分子物质,导致牛奶黏度减小,因此牛奶对传感器的消散作用减小,传感器共振频率增加,并在10 h时其共振频率达到最大值后,经过一段时间的培养,牛奶开始凝固,使得牛奶黏度上升,其对传感器的消散作用增大,传感器共振频率减小。这一过程也与黏度试验中的结果相一致。牛奶的黏度由初始的1.60 mPa·s减小到1.45 mPa·s,之后牛奶的黏度再次上升到1.59 mPa·s。对比图3、5,发现传感器对其自身质量的变化具有较快的响应。虽然图5显示传感器也能较好地反映黏度变化,但是牛奶中的金黄色葡萄球菌繁殖引起牛奶黏度变化的过程比较缓慢。

由于染色试验使金黄色葡萄球菌在荧光显微镜下呈现

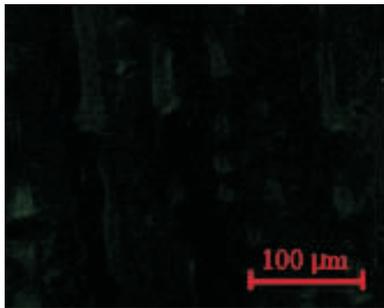


图4 未染菌的牛奶中磁弹性传感器在染色试验后电镜图片

Figure 4 Electron microscopy image of magnetoelastic sensor in milk without *Staphylococcus aureus* after dyeing test

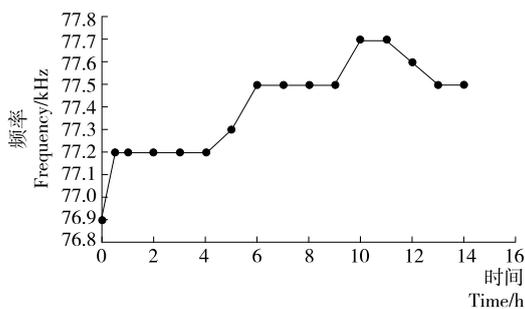


图5 磁弹性传感器在含有金黄色葡萄球菌的牛奶中的频率响应曲线

Figure 5 Frequency response curve of magnetoelastic sensor in milk containing *Staphylococcus aureus*

绿色,图6显示传感器上吸附了较少的细菌。假设传感器上仍旧吸附适配体,那么适配体上定会吸附大量的金黄色葡萄球菌。显然电镜观测结果与假设不相符,因此进一步证实了适配体从膜片上剥落的推测,这也是在初始的阶段牛奶黏度没有很明显的变化而共振频率有明显上升的原因。

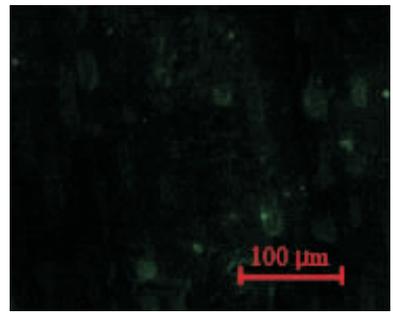


图6 染菌的牛奶中磁弹性传感器在染色试验后电镜图片
Figure 6 Electromagnetic image of magnetic elastic sensor in milk with *Staphylococcus aureus* after dyeing test

4 结论

本试验研究了磁弹性传感器共振频率的测量原理,并制备了检测金黄色葡萄球菌的磁致伸缩无线传感器,研究了有菌和无菌情况下磁弹性传感器共振频移。验证了磁弹性传感器共振频率受到其自身质量影响,同时也验证了,磁弹性传感器置于黏性液体中受到液体黏度的影响,但由于牛奶中金黄色葡萄球菌引起牛奶的黏度变化较为缓慢,相较于自身质量变化,黏度变化不是快速检测的最优方案。此外发现磁弹性传感器相对于线圈的位置变化也会引起共振频移。

本次试验验证了这种磁弹性传感器对检测牛奶是否含有金黄色葡萄球菌具有较高的可行性。但忽略了磁弹性尺寸的影响,同时,牛奶的温度也会对检测结果产生影响,这些将在接下来的研究中进行探讨。

参考文献

- [1] 张泽庆, 张清安. 浅议食品安全快速检测[J]. 食品研究与开发, 2005, 26(2): 141-143.
- [2] 张严峻, 张俊彦, 梅玲玲, 等. 金黄色葡萄球菌肠毒素基因的分型和分布[J]. 中国卫生检验杂志, 2005, 15(6): 682-684.
- [3] SCALLAN E, HOEKSTRA R M, ANGULO F J, et al. Food-borne illness acquired in the United States: major pathogens[J]. Emerg Infect Dis, 2011, 17(1): 7-15.
- [4] 张阳, 乔明宇, 王新. 婴幼儿食品中金黄色葡萄球菌污染情况及其耐药基因和新型肠毒素基因的检测[J]. 现代食品科技, 2016 (11): 280-285.
- [5] SCHLIEVERT P M, CASE L C. Molecular analysis of staphylococcal superantigens[M]// Methicillin-Resistant *Staphylococcus aureus*. (MRSA) Protocols. [S. l.]: Humana Press, 2007: 113-126.

(下转第81页)

表 2 样品测定回收率及相对标准偏差

Table 2 Sample recoveries and relative standard deviation

抗氧化剂	实测浓度值/ (mg · mL ⁻¹)	实测含量/ mg	理论添加量/ mg	回收率/ %	RSD/ %
BHA	0.019 2	0.096 7	0.100	96.6	1.07
	0.095 3	0.479 2	0.500	95.6	1.82
BHT	0.018 6	0.094 6	0.100	94.5	2.16
	0.093 2	0.468 2	0.500	93.6	1.78
TBHQ	0.019 7	0.099 2	0.100	99.1	2.38
	0.096 5	0.484 7	0.500	96.8	3.10

80%~120%^[9]);其标准偏差为 1.07%~3.10%,相对标准偏差均<5%,提示具有良好的平行性;所得相对标准偏差均在 5%以下,且线性关系分析显示在 0.01~0.20 mg/mL 范围内相关系数均>0.999,说明该方法可满足实验室检测食品中抗氧化剂 BHA、BHT 及 TBHQ 的要求。总之,在食品中 BHA、BHT、TBHQ 指标检测中,气相色谱法具有重要应用价值,同时操作简单、回收率高,值得推广。

参考文献

- [1] 王朝杰,李倩,杨天明.气相色谱法测定食品中叔丁基对苯二酚定量方法的探讨[J].浙江农业科学,2017,58(11):2 026-2 028,2 033.
- [2] 王澍,周玮婧,江小明.气相色谱法检测食品中的抗氧化剂 BHA、BHT 和 TBHQ 及不确定度评定[J].粮食与油脂,2017,30(10):90-92.
- [3] 邹哲祥,李耀平,林艳,等.气相色谱法测定食品包装材料中五种抗氧化剂迁移量[J].分析试验室,2017,36(9):1 067-1 070.
- [4] 李东旭.凝胶渗透色谱-气相色谱法测定食品中 BHA、BHT[J].

食品研究与开发,2016,37(15):186-189.

- [5] 张勋,刘韬,吴连鹏,等.高效液相色谱-串联质谱法测定多种食品中 7 种酚类抗氧化剂和对羟基苯甲酸酯类防腐剂[J].食品与发酵工业,2016,42(11):206-211.
- [6] 国家质量监督检验检疫总局. GB/T 23373-2009 食品中抗氧化剂丁基羟基茴香醚(BHA)、二丁基对甲酚(BHT)与特丁基对苯二酚(TBHQ)的测定[S].北京:中国标准出版社,2009:12-13.
- [7] TRINDADE G, APARECIDO M, CARAMI T, et al. A new voltammetric method for the simultaneous determination of the antioxidants TBHQ and BHA in biodiesel using multi-walled carbon nanotube screen-printed electrodes[J]. Fuel, 2013, 105(1):306-313.
- [8] 林春晓,付斌,叶泽群,等.气相色谱法测定食用油脂中 BHA、BHT 样品前处理方法研究[J].中国热带医学,2005,5(4):812-814.
- [9] 国家质量监督检验检疫总局. GB/T 5009.30-2003 食品中叔丁基羟基茴香醚(BHA)与 2,6-二叔丁基对甲酚(BHT)的测定[S].北京:中国标准出版社,2003:5.

(上接第 63 页)

- [6] IKEDA T, TAMATE N, YAMAGUCHI K, et al. Mass outbreak of food poisoning disease caused by small amounts of staphylococcal enterotoxins A and H[J]. Applied & Environmental Microbiology, 2005, 71(5):2 793-2 795.
- [7] TKACIKOVA L, TESHAYE A. Detection of the genes for Staphylococcus aureus enterotoxin by PCR[J]. Acta Veterinaria Brno, 2003, 72(4):627-630.
- [8] NOVICK R P. Mobile genetic elements and bacterial toxinoses: the superantigen-encoding pathogenicity islands of Staphylococcus aureus[J]. Plasmid, 2003, 49(2):93.
- [9] CHIANG Yu-cheng, FAN Chih-ming, LIAO Wan-wen, et al. Real-time PCR detection of Staphylococcus aureus in milk and meat using new primers designed from the heat shock protein gene htrA sequence[J]. Journal of Food Protection, 2007, 70(12):2 855.
- [10] HENNEKINNE J A, BUYSER M L D, DRAGACCI S. Staphylococcus aureus, and its food poisoning toxins: characterization and outbreak investigation[J]. Fems Microbiology Reviews, 2012, 36(4):815-836.
- [11] ZELADA-GUILLÉN G A, BLONDEAU P, RIU J, et al.

Label-free detection of Staphylococcus aureus, in skin using real-time potentiometric biosensors based on carbon nanotubes and aptamers[J]. Biosensors & Bioelectronics, 2012, 31(1):226-232.

- [12] PANG Peng-fei, ZHANG Yan-li, GE Shu-tian, et al. Determination of glucose using bienzyme layered assembly magnetoelastic sensing device[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2009, 136(2):310-314.
- [13] XIE Hong, CHAI Y, HORIKAWA S, et al. A pulsed wave excitation system to characterize micron-scale magnetoelastic biosensors[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2014, 205:143-149.
- [14] LIN Hai-lan, LU Qing-zhu, GE Shu-tian, et al. Detection of pathogen Escherichia coli O₁₅₇:H₇ with a wireless magnetoelastic-sensing device amplified by using chitosanmodified magnetic Fe₃O₄ nanoparticles[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2010, 147(1):343-349.
- [15] KARUPPUSWAMI S, ARANGALI H, CHAHAL P. A Hybrid Electrical-Mechanical Wireless Magnetoelastic Sensor for Liquid Sample Measurements[C]// IEEE, Electronic Components and Technology Conference. [S. l.]: IEEE, 2016:2 535-2 540.