

综述

血糖仪应用于食品检测的研究进展

顾春川¹, 戴大响², 金腾飞², 刘红英²

(1. 杭州市肿瘤医院检验科, 浙江 杭州 310002;

2. 杭州电子科技大学生命信息与仪器工程学院, 浙江 杭州 310018)

摘要: 血糖仪是一种测量血糖水平的电子仪器, 由于其具有快速、便捷、成本低、易于操作等特点, 在临床中受到了广泛的关注。近年来以血糖仪为基础, 结合多种识别机制和信号转导及放大策略, 实现了多种非糖目标物的定量分析。本文概述了血糖仪的发展历史, 重点综述了血糖仪在食品检测领域的应用, 并对其研究前景进行了展望。

关键词: 血糖仪; 检测; 食品安全; 食品; 进展; 快速检测

中图分类号: R155 **文献标识码:** A **文章编号:** 1004-8456(2017)01-0114-05

DOI: 10.13590/j.cjfh.2017.01.026

Recent advances of blood glucose meter in food detection

GU Chun-chuan¹, DAI Da-xiang², JIN Teng-fei², LIU Hong-ying²

(1. Department of Clinical Laboratory, Hangzhou Cancer Hospital, Zhejiang Hangzhou 310002, China; 2. College of Life Information Science and Instrument Engineering, Hangzhou Dianzi University, Zhejiang Hangzhou 310018, China)

Abstract: Blood glucose meter is an electronic device for determining the concentration of glucose in blood. Due to its advantage of rapid, portable, low cost, and simple operation, it has been widely available for clinical diagnosis. However, the test subject is only glucose. Thus, there is much demand to explore new method based on blood glucose meter for the determination of a wide range of biomarkers, nucleic acid, and other analytical targets. Recently, coupling target recognition elements with signal transduction and amplification strategies, various analytical targets were determined. This paper briefly reviews the development of blood glucose meter and describes its potential application in food analysis in detail. The prospect of future development of glucose meter is also discussed.

Key words: Blood glucose meter; detection; food safety; food; progress; rapid detection

血糖仪是床旁检测中发展最为成熟的技术之一^[1-2]。因具有口袋式便携、快速、经济、操作简便、结果准确直观等优点而被广泛应用于医学领域^[3]。近几十年来由于市场的需求和技术的突破, 已经获得了性能良好的血糖仪。然而血糖仪只能检测葡萄糖, 且检测范围是 0.6 ~ 33 mmol/L^[4]。

近年来, 随着人们生活水平的提高, 全世界的食品安全问题日益凸显。发展快速、灵敏、安全、经济的食品检测技术是当今世界共同关注的热点问题。

如果能借助现有血糖仪“一专多能”的特点, 将其应用于食品检测领域, 可以实现现场的在线检测, 有效减轻风险、降低成本。沿着以上思路, 自2011年以来许多科学家开始这方面的研究工作。本文首先对血糖仪的发展历史进行综述, 其次对血糖仪在食品检测领域的应用进行讨论, 最后总结了血糖仪在检测领域的发展现状及趋势。

1 血糖仪的发展历史

血糖的发现最早追溯到公元前1500年, 医师通过蚂蚁被“消瘦病”患者尿液吸引的现象来帮助诊断糖尿病^[5]。近代血糖仪开始于1957年, Free等^[6]将葡萄糖氧化酶(GO)涂在干纸片上制得尿液试纸, 利用肉眼比色来对糖的含量进行测定。然而真正意义上的血糖仪是由汤姆-克莱曼斯发明并由拜耳公司生产。自此, 血糖仪进入了一个快速发展的时期, 在近四十年中经历了五个阶段。第一代水洗式血糖仪在1970年由拜耳公司开发出来, 其使用

收稿日期: 2016-12-19

基金项目: 国家自然科学基金(21405029); 杭州市社会发展科研项目(20160533B70); 浙江省科技厅-分析测试(2016C37042); 浙江省医药卫生科技计划(2017KY533); 2016年浙江省科体育才工程(2016YCGC007)

作者简介: 顾春川 男 检验师 研究方向为生物传感
E-mail: gce5413@163.com

通信作者: 刘红英 女 副教授 研究方向为生物传感
E-mail: liuhongying@hdu.edu.cn

方法类似于 pH 试纸,依靠比色卡进行比色对照,读出数值。但使用中需要擦拭血迹,操作不方便。为了解决这个问题,拜耳公司于 1980 年开发了第二代擦血式血糖仪。它的体积变小,但仍需要进行擦血这个繁琐的步骤。针对此问题,1987 年强生公司上市了一台不需要擦血的第三代比色血糖仪^[7]。以上三代血糖仪从原理来说都属于光电型,与之相比,电极型血糖仪具有体积小、使用方便、反应时间短的优势。雅培公司于 1986 年开发出了第四代电化学法血糖仪,并逐渐取代了比色法成为血糖仪领域的主流。接着为了解决采血量的问题,斯尔森公司开发了第五代多部位微量采血血糖仪,它使血糖仪的技术更进一步迈向新纪元^[8]。

目前常用的血糖仪为电极型,是一种电流型酶传感器。其原理为:以一次性使用的酶修饰印刷电极作为传感器,利用葡萄糖与酶反应,产生的电子被导电介质转移给电极,电极在恒定电压作用下产生电流。电流大小与血糖浓度呈一定的线性关系,实现对血糖浓度的测定^[9-11]。

2 血糖仪在食品检测中的应用

2.1 食源性致病菌检测

食源性致病菌是引发食品安全问题的重要原因,已成为国际上最突出的公共卫生问题之一^[12]。因此,建立食源性致病菌的快速灵敏检测方法是保障食品安全的关键,能有效防止疾病传染。陈妍^[13]率先将血糖仪用于食源性致病菌的检测。其首先建立了大肠埃希菌的定量检测方法,检测限为 2.3×10^2 CFU/ml,此法不需要对样品进行前处理,可在 4~6 h 内完成检测。接着对食品中的菌落总数进行检测,检出限为 $10 \sim 10^2$ CFU/ml,与国标法相比,具有较好的准确性,准确度在 93.33%~100% 之间。随后又利用血糖仪对海产品中的弧菌和罐头中的嗜热脂肪芽胞杆菌进行检测,发现该方法的特异性和准确性都较好,具有良好的应用前景。Joo 等^[14]也基于血糖仪构建了一种沙门菌的检测新方法。单克隆抗体修饰的磁珠捕获牛奶中的沙门菌随后用磁铁进行分离,得到的混合物与蔗糖酶修饰的多克隆抗体结合并分散在 0.5 mol/L 蔗糖溶液中。在蔗糖酶的作用下,蔗糖水解产生葡萄糖,通过血糖仪来对沙门菌的含量进行测定,检出限为 10 CFU/ml。此方法无需对样品进行前处理,且不受其他食源性致病菌的干扰。

Chavali 等^[15]利用血糖仪对饮用水中大肠埃希菌进行检测。水样品中的大肠埃希菌释放半乳糖苷酶,在乳糖的作用下剪切半乳糖-葡萄糖苷键产生

葡萄糖。释放的葡萄糖通过血糖仪定量检测,从而对水样品中的大肠埃希菌进行测定。该方法大大缩短了检测时间,8 h 便可获得准确结果。然而此方法需要预先在样品溶液中加入诱导剂,如肉汤或者胰蛋白胨和葡萄糖。WANG 等^[16]基于血糖仪和糖化酶修饰的磁性纳米粒子建立了一种检测水中大肠埃希菌的方法。目标物存在时,糖化酶修饰的磁性纳米粒子与其产生竞争反应释放出糖化酶。磁分离后,收集上清液中的糖化酶,水解淀粉产生葡萄糖,通过血糖仪进行检测,检测限低至 20 CFU/ml,比临床应用中所需要的检测限低一个数量级。该法的准确度较高,不受其他干扰物质的影响,适用于水中细菌的检测。对南湖公园的水质进行检测,将其与标准平皿计数法进行对比。试验结果表明这两种方法具有强的正相关,斜率和相关系数分别为 1.02 和 0.99,结果具有一致性。此外,该磁性纳米粒子还具有阻碍细菌生长的作用,使其集检测与灭菌于一身。最近,WAN 等^[17]结合适配体和蔗糖酶加速蔗糖水解信号放大技术建立了一种灵敏快速检测细菌的方法,线性范围为 $1.2 \times 10^5 \sim 1.2 \times 10^8$ CFU/ml,检测限为 1.0×10^5 CFU/ml,1 h 之内完成检测,并且检测不受混合溶液中其他基质的干扰。

2.2 真菌毒素检测

真菌毒素主要来自于植物霉菌,对中枢神经系统、心血管系统等都有毒害作用,并有致癌、产生免疫缺陷等作用^[18]。一旦食用被真菌毒素污染的食品会对公众健康产生严重危害,可导致癌症甚至丧命。因此,发展更为有效的真菌毒素快速检测方法对于食品安全具有非常重要的现实意义。

黄曲霉毒素是迄今发现污染农产品最强的一种生物毒素和强致癌物。基于一步竞争反应模型和血糖仪,TANG 等^[19]建立了一种价格低廉的免疫传感平台用于黄曲霉毒素 B₁ (AFB₁) 的检测。首先合成乙二胺修饰的多孔硅 (PEI-MSN) 和 AFB₁ 单克隆抗体修饰的金纳米粒子 (mAb-AuNP)。利用 mAb-AuNP 和 PEI-MSN 之间强的静电引力将葡萄糖分子关在 MSN 的孔道里。AFB₁ 存在时,它与 mAb-AuNP 发生免疫反应从而将其从 MSN 上竞争下来。此时,孔道中装载的葡萄糖释放到溶液中,通过血糖仪定量检测。线性范围为 0.032~48 nmol/L,检测限为 0.016 nmol/L。此外,该方法具有很好的重复性和选择性,批次内和批次间的标准偏差分别在 2.7%~9.2% 和 4.2%~12.5% 之间。实际花生奶样品经过离心和萃取之后,用该法进行检测,与标准的酶联免疫法进行对比,相对标

准偏差都小于9%，表明该法能成功应用于花生奶样品中AFB₁的检测。但此法最大的缺陷是不能应用于含有内源性葡萄糖样品的测定。为了解决这一问题，研究者又采用反相微乳液法制备生物素功能化的脂质体载体，载体内装载了大量的葡萄糖分子^[20]。AFB₁抗体修饰在96孔板中，AFB₁存在时，脂质体载体与96孔板之间靠生物素与凝聚素之间强大的作用力紧密结合。1×PBS-Tween 20缓冲液存在时，脂质体载体的结构被破坏，葡萄糖释放出来，通过血糖仪检测。检测限低至1.92 pmol/L，远低于现有商品化的酶联免疫试剂盒。该方法具有很好的重复性和选择性，批次内和批次间的标准偏差分别在5.7%~7.3%和6.4%~9.6%之间，可应用于复杂实际样品中AFB₁的检测，回收率在94%~112%。

赭曲霉毒素A(OTA)能引起肾脏损伤甚至是肠黏膜炎症和坏死，被国际癌症研究机构列为II B类致癌物。GU等^[21]利用适配体结构可变的性质和血糖仪建立了一种检测红酒中OTA的新方法。OTA适配体通过链霉亲和素-生物素反应修饰在磁珠上，转化酶修饰在与适配体部分互补的DNA上。将上述转化酶修饰的DNA与适配体结合形成DNA-适配体-磁珠混合物。加入OTA，适配体结构发生改变从上述混合物分离出来，形成适配体-OTA混合物，释放出转化酶标记的DNA。转化酶催化蔗糖水解产生葡萄糖，通过血糖仪检测OTA的含量。然而，对不同浓度的红酒(2%~20%)进行检测，结果发现2%的红酒作为实际样品效果最好，且缓冲液和红酒(2%)中的检测限分别为3.31、3.66 mg/L。基于同样的原理，张勇等^[22]建立了一种适配体传感器定量检测OTA的方法。线性范围是0.01~4 μmol/L，检出限为6.7 nmol/L，并成功应用于婴幼儿米粉和羊草样品的定量检测，回收率达84%~122%。该方法具有很好的重现性，5次重复试验的标准偏差为1.5%。此外，该法的特异性较好，不受其他毒素分子的干扰，且在4℃条件下能有效保存10 d以上。

裸藻毒(PbTx-2)是一种由藻类产生的神经毒素。GAO等^[23]利用血糖仪建立了一种PbTx-2的测定方法。多孔NiCo₂O₄纳米结构作为载体装载葡萄糖且修饰了PbTx-2抗体，聚乙烯亚胺(PEI)修饰的聚苯乙烯微球通过静电引力盖在其上。PbTx-2存在时，与抗体结合使葡萄糖释放，通过血糖仪进行检测，检出限为0.01 ng/ml，低于市售的PbTx-2酶联免疫试剂盒。同样，该法具有较好的重复性和选择性，批次内和批次间的标准偏差分别在2.7%~5.2%和4.6%~6.2%之间。干扰物质冈田酸、黄

曲霉毒素B₁、三聚氰胺、微囊藻毒素-LR和海产品中常见的离子对其结果不产生干扰。该法成功对15种掺入不同浓度裸藻毒的海产品进行了测定，结果较好。

2.3 违禁添加剂的检测

三聚氰胺常被人为添加到牛奶等食品中以虚增蛋白质含量。但其具有致命的毒性，会引起肾结石甚至诱发膀胱癌^[24]。GU等^[25]报道了一种检测牛奶中三聚氰胺的方法。指数富集配基系统进化技术(SELEX)筛选出三聚氰胺的适配体(R29C33)，该适体的两端分别与磁珠修饰的DNA和蔗糖酶修饰的DNA结合。三聚氰胺存在时，竞争反应使得蔗糖酶修饰的DNA释放出来，催化蔗糖的水解产生葡萄糖，通过血糖仪进行检测。该方法在缓冲液和未经处理的80%全乳中三聚氰胺的检出限分别是0.33、0.53 μmol/L，满足美国食品药品监督管理局对三聚氰胺含量的规定。此外，三聚氰胺的类似物三聚氰酸、三聚氰酸二酰胺、三聚氰酸一酰胺对测定不产生干扰。

莱克多巴胺常被作为一种新型瘦肉精非法添加于饲料中。为了实现莱克多巴胺的现场检测，CHEN等^[26]建立了一种基于血糖仪的三明治免疫传感器用于莱克多巴胺的现场检测。以Fe₃O₄@SiO₂-CD预先富集莱克多巴胺，EV-Ab/Au-INT作为信号探针，血糖仪用来输出信号。该法不仅大大缩短了检测时间(与色谱法和酶联免疫法相比)，而且还有着较高的灵敏度和选择性，检测限为0.34 μg/kg。该法具有很好的重复性和选择性，批次内和批次间的标准偏差分别在1.9%~2.7%和2.9%~3.4%之间。将该传感器放置在4℃冰箱中储存30 d，信号能保持在90%。可用于猪肉样品中莱克多巴胺的检测，检测结果与酶联免疫法相比，回收率在86.2%~107.5%，表明该法的可靠性。

2.4 农兽药残留的检测

农兽药的大量使用会导致食品中农兽药残留的超标，引起人和动物的急慢性中毒甚至是死亡，给人类的健康带来危害。CHEN等^[27]基于血糖仪建立了一种夹心传感器用于食品中氯霉素(CAP)的测定。磁珠经全氟磺酸(nafion)修饰后通过聚多巴胺膜修饰上二氯乙酰胺，经洗脱二氯乙酰胺后制得磁性分子印迹探针。通过Envision试剂将蔗糖酶修饰的金纳米粒子和β-环糊精连接起来得到β-环糊精/蔗糖酶信号探针。CAP存在时，上述磁性印迹分子可与信号探针通过CAP连接起来形成夹心结构，蔗糖酶水解蔗糖释放葡萄糖分子，通过血糖仪检测。线性范围为0.5~50 ng/ml，检测限为

0.16 ng/ml。并且其检测时间缩短至 1 h,远远少于传统酶联免疫法所需要的时间。该法具有很好的重复性和选择性,批次内和批次间的标准偏差分别在 2.1% ~ 4.5% 和 2.7% ~ 4.7% 之间。将该传感器放置在 4 ℃ 冰箱中储存 30 d,信号能保持在 90% 以上。最后成功应用于鱼和猪肉中 CAP 的检测,回收率在 86% ~ 102%,与酶联免疫法的结果一致。

2.5 食品成分分析

食品的成分分析对于研究食品品质以及人体的利用价值具有重要的意义。组氨酸是一种人类必须的氨基酸,对于婴幼儿及动物的成长尤其重要。ZHOU 等^[28]基于血糖仪和点击化学建立了一种化学传感器用于组氨酸的灵敏检测。叠氮基修饰的 DNA 固定在链霉亲和素修饰的顺磁纳米颗粒上,与炔基 DNA 修饰的蔗糖酶结合。Cu(II)和抗坏血酸存在时,上述顺磁颗粒可与炔基 DNA 发生点击化学反应形成富含蔗糖酶的顺磁颗粒。磁分离后,蔗糖酶水解蔗糖产生葡萄糖通过血糖仪定量检测,但是组氨酸会阻碍点击化学反应。基于此原理,组氨酸检测的线性范围为 0.01 ~ 100 μmol/L,检测限为 3.4 nmol/L。5 次重复试验的标准偏差为 2.5%,表明该传感器的重新性好。可用于牛奶中组氨酸的检测,回收率在 95% ~ 110% 之间。

3 展望

血糖仪的发展为实现食品安全的现场检测提供了一条有效的途径。自 2011 年 XIANG 等^[29]基于血糖仪开发出非葡萄糖分子的检测方法以来,血糖仪在食品检测领域有了一些初步的应用,但其进一步发展也面临一些挑战。血糖仪的发展要点:①加强探索更多的检测物质,拓宽其在食品检测方面的应用范围;②由单一成分检测向复杂多成分体系检测迈进;③传感器的信号转导和放大途径进一步拓展,先前对于传感器的信号转导途径主要是产生葡萄糖、烟酰胺腺嘌呤二核苷酸的酶和包裹葡萄糖,未来不仅需要拓展这些转导途径,还需要开发新的转导和放大途径,如:纳米材料、DNA 信号放大策略等;④传感器的识别机制需要进一步拓展,现在报道的识别机制主要集中在以抗体、适配体、DNA 酶、核酸杂交以及直接的酶为识别单元,发展其他识别方式,如分子印迹、肽链、点击化学也是一种有效途径;⑤与其他分析测试方法联用;⑥开发可直接显示目标物浓度的仪器。

总之,基于血糖仪构建的检测方法在食品检测评价方面具有快速、便携、简便、经济、检测结果准确直观和易于推广等明显优势,是实现食品快

速分析的有效途径之一,适宜于推广应用到实际样品中的快速检测,具有巨大的科研价值和商业潜力。

参考文献

- [1] 刘芳. 便携式 POCT 分析仪用于 DNA 和肌红蛋白检测研究 [D]. 长沙: 湖南大学, 2013.
- [2] Lee S R, Lee Y T, Sawada K, et al. Development of a disposable glucose biosensor using electroless-plated Au/Ni/copper low electrical resistance electrodes [J]. *Biosens Bioelectron*, 2008, 24 (3): 410-414.
- [3] Clark L C, Lyons C. Electrode systems for continuous monitoring in cardiovascular surgery [J]. *Ann N Y Acad Sci*, 1962, 102 (1): 29-45.
- [4] Montagnana M, Caputo M, Giavarina D. Overview on self-monitoring of blood glucose [J]. *Clin Chim Acta*, 2009, 402 (1/2): 7-13.
- [5] Clarke S F, Foster J R. A history of blood glucose meters and their role in self-monitoring of diabetes mellitus [J]. *Br J Biomed Sci*, 2012, 69 (2): 83-93.
- [6] Free A H, Adams E C, Kercher M L, et al. Simple specific test for urine glucose [J]. *Clin Chem*, 1957, 3 (3): 163-168.
- [7] Leroux M L, Desjardine P R E. Ward level evaluation of the "one touch" glucose meter [J]. *Clin Chem*, 1988, 34 (9): 1928-1932.
- [8] Burritt M F. Current analytical approaches to measuring blood analytes [J]. *Clin Chem*, 1990, 36 (2): 1562-1566.
- [9] WANG J. Electrochemical glucose biosensors [J]. *Chem Rev*, 2008, 108 (2): 814-825.
- [10] Newman J D, Turner A P. Home blood glucose biosensors: a commercial perspective [J]. *Biosens Bioelectron*, 2005, 20 (12): 2435-2453.
- [11] CHEN C, XIE Q J, YANG D W, et al. Recent advances in electrochemical glucose biosensors: a review [J]. *RSC Adv*, 2013, 3 (14): 4473-4491.
- [12] 贾飞. 基于氧化石墨烯材料的食源性致病菌适配体传感器研究 [D]. 无锡: 江南大学, 2014.
- [13] 陈妍. 便携式血糖仪快速检测食品安全微生物的研究 [D]. 杭州: 浙江工商大学, 2015.
- [14] Joo J, Kwon D, Shin H H, et al. A facile and sensitive method for detecting pathogenic bacteria using personal glucose meters [J]. *Sensor Actuat B Chem*, 2013, 188 (11): 1250-1254.
- [15] Chavali R, Naicker S, Mitra S. Detection of *Escherichia coli* in potable water using personal glucose meters [J]. *Anal Methods*, 2014, 6 (16): 6223-6227.
- [16] WANG Z Z, CHEN Z W, GAO N, et al. Transmutation of personal glucose meters into portable and highly sensitive microbial pathogen detection platform [J]. *Small*, 2015, 11 (37): 4970-4975.
- [17] WAN Y, QI P, ZENG Y, et al. Invertase-mediated system for simple and rapid detection of pathogen [J]. *Sensor Actuat B Chem*, 2016, 233: 454-458.
- [18] Bacaloni A, Cavaliere C, Cucci F, et al. Determination of aflatoxins in hazelnuts by various sample preparation methods and liquid chromatography-tandem mass spectrometry [J]. *J*

- Chromatogr A, 2008, 1179(2):182-189.
- [19] TANG D P, LIN Y X, ZHOU Q, et al. Low-cost and highly sensitive immunosensing platform for aflatoxins using one-step competitive displacement reaction mode and portable glucometer-based detection [J]. *Anal Chem*, 2014, 86(22):11451-11458.
- [20] TANG J, HUAN Y P, LIU H Q, et al. Novel glucometer-based immunosensing strategy suitable for complex systems with signal amplification using surfactant-responsive cargo release from glucose-encapsulated liposome nanocarriers [J]. *Biosens Bioelectron*, 2016, 79:508-514.
- [21] GU C M, LONG F, ZHOU X H, et al. Portable detection of ochratoxin A in red wine based on a structure-switching aptamer using a personal glucometer [J]. *RSC Adv*, 2016, 6(35):29563-29569.
- [22] 张勇, 郑楠, 文芳, 等. 适配体传感器结合便携式血糖仪定量检测赭曲霉毒素 A 的方法研究 [J]. *中国农业科技导报*, 2016, 18(1):182-188.
- [23] GAO Z Q, TANG D P, XU M D, et al. Nanoparticle-based pseudo hapten for target-responsive cargo release from a magnetic mesoporous silica nanocontainer [J]. *Chem Commun*, 2014, 50(47):6256-6258.
- [24] 孙春燕, 张民伟, 李宏坤, 等. 金纳米粒子比色探针检测牛奶及鸡蛋中的三聚氰胺 [J]. *分析化学*, 2012, 40(3):386-390.
- [25] GU C M, LAN T, SHI H C, et al. Portable detection of melamine in milk using a personal glucose meter based on an in vitro selected structure-switching aptamer [J]. *Anal Chem*, 2015, 87(15):7676-7682.
- [26] CHEN S, ZHANG J B, GAN N, et al. An on-site immunosensor for racopamine based on a personal glucose meter and using magnetic cyclodextrin-coated nanoparticles for enrichment, and an invertase-labeled nanogold probe for signal amplification [J]. *Microchim Acta*, 2015, 182(3):815-822.
- [27] CHEN S, GAN N, ZHANG H R, et al. A portable and antibody-free sandwich assay for determination of chloramphenicol in food based on a personal glucose meter [J]. *Anal Bioanal Chem*, 2015, 407(9):2499-2507.
- [28] ZHOU J, XU K, ZHOU P, et al. A portable chemical sensor for histidine based on the strategy of click chemistry [J]. *Biosens Bioelectron*, 2014, 51(1):386-390.
- [29] XIANG Y, LU Y. Using personal glucose meters and functional DNA sensors to quantify a variety of analytical targets [J]. *Nature Chem*, 2011, 3(9):697-703.

· 资讯 ·

美国农业部发布旨在减少食物浪费的最新标签指南

据美国农业部消息,12月14日美国农业部发布了最新食品标签指南,以减少食品浪费现象。

据报道,对于美国市售的包装食品标签上,各厂商标示方式不一,分别有“最佳食用日期(best by)”、“在某日前使用(use by)”或“销售至某日(sell by)”等形式。

为解决因食品标签日期标示混乱,造成民众误认食品过期的问题,美国农业部拟将食品标签上的日期统一规定为“在某日前使用最佳(best if used by)”,并要求蛋、肉类和奶制品生产商采用。

美国国家资源保护协会塔什维克(Sasha Stashwick)表示,不管是现行的标签日期或者是新的“在某日前使用最好”的日期,都不是食品过期日,那些日期只是表示食品的最佳状态,并不是食品的安全指标。但是10个购物者中有9个会因不同的日期标示方式而感到困惑。

她表示,美国平均一个家庭每年扔掉约1500美元的食品,但是那些食品都还是可以食用的。许多食品如果储存方式正确,可以保存至标签日期之后更长的时间。

美国食品杂货制造商协会(Grocery Manufacturers Association)表示,他们致力于提供消费者所需信息,让消费者在知情的情况下,对消费产品的安全性和质量做出决定,但该协会并未表示他们是否愿意采用新的标签指南。

(摘自食品伙伴网,相关链接:<http://news.foodmate.net/2016/12/409117.html>)