论著

文章编号:1000-5404(2010)23-2478-05

基于纳米金/多壁碳纳米管-普鲁士蓝-壳聚糖纳米复合物/蛋白A定向固定甲胎蛋白免疫传感器的研究

龚俊华[1,2],郑峻松[1],宋明辉[2],李 艳[1],程 平[1] (400038 重庆,第三军医大学医学检验系临床检验学教研室[1];066100 河北 秦皇岛,北京军区北戴河疗养院[2])

【摘要】 目的 以金纳米粒子修饰的氧化铟锡(ITO)玻璃为基底电极,将多壁碳纳米管-普鲁士蓝-壳聚糖(MWNTs-PB-CHIT)纳米复合物及蛋白A(PA)共修饰于其表面固载抗体制得高灵敏甲胎蛋白(AFP)电流型免疫传感器。方法 先在ITO电极表面电沉积一层纳米金,随后将MWNTs-PB-CHIT纳米复合物滴涂于ITO玻璃电极的纳米金膜上,最后利用壳聚糖的吸附性及在酸性(pH=6.5)环境的负电性,静电吸附蛋白A并定向固定甲胎蛋白抗体(anti-AFP),制得电流型免疫传感器。结果 在最佳实验条件下,该传感器响应的峰电流值与AFP浓度在1.0~250.0 ng/ml的范围内保持良好的线性关系,检测下限为0.5 ng/ml,反应达到稳定电流所用时间为6 min,并且电流值相对标准差小于3%。结论 成功构建一次性使用、价格低廉的新型传感器电极材料。

【关键词】 免疫传感器;甲胎蛋白;多壁碳纳米管-普鲁士蓝-壳聚糖纳米复合物;蛋白A;ITO电极
【中图法分类号】 R319;R341;R392-33 【文献标志码】 A

Direct fixation of alpha-fetoprotein immunosensor based on multi-wall carbon nanotubes-Prussian blue-chitosan nanocomposite and protein A

Gong Junhua[1,2], Zheng Junsong[1], Song Minghui[2], Li Yan[1], Cheng Ping[1] ([1]Department of Clinical Laboratory Medicine, College of Medical Laboratory, Third Military Medical University, Chongqing, 400038; [2]Beidaihe Sanatorium of Beijing Military Command, Qinhuangdao, Hebei Province, 066100, China)

【Abstract】 Objective To construct the highly alpha-fetoprotein (AFP) sensitive immunosensor based on multi-wall carbon nanotubes-prussian blue-chitosan (MWNTs-PB-CHIT) nanocomposite and protein A (PA) using indium tin oxides (ITO) electrode. Methods Nano-Au was electrically deposited on the surface of ITO electrode. MWNTs-PB-CHIT nanocomposite was dropped onto the ITO electrode surface modified by gold nanoparticles. PA on the composite surface was adsorbed through the electrostatic and chitosan force with negative charge for immobilizing AFP antibodies at pH 6.5. Results The peak current value of the immunosensor was linearly related with the AFP at a concentration of 1.0 to 250.0 ng/ml level with a detection limit of 0.5 ng/ml. The response time of stable current was 6 min and the RSD of the current was less than 3%. Conclusion The new immunosensor we constructed is economical and disposable.

【Key words】 immunosensor; alpha-fetoprotein; multi-wall carbon nanotubes-prussian blue-chitosan; protein A; indium tin oxides

Supported by the National Natural Science Foundation of China (30200264). Corresponding author: Zheng Junsong, Tel: 86-23-68752310, E-mail: zhengalpha@yahoo.com; Song Minghui, Tel: 86-335-5360396, E-mail: bdhlyy@sina.com

血清中(alpha-fetoprotein,AFP)的升高对原发性肝癌诊断具有重要意义[1,2]。故检测原发性肝癌患者血清中AFP的浓度,对于帮助临床筛查、鉴别、诊断肿瘤患者具有非常重要的参考价值。

无需同位素标记的酶免疫分析方法具有极高的灵敏度,是目前常用的方法之一,但这种利用比色法的检测技术所受的干扰因素很多,抗原-抗体复合物与过量抗体的分离也是一个耗时费力的过程。因此,利用纳米复合物材料合成电极广受关注。

金电极与玻碳电极在生物传感器制作方面应用较多,而廉价的氧化铟锡(ITO)玻璃电极的研究相对很少。基于上述材料特性,本研究应用ITO电沉积纳米金作为工作电极,在其表面修饰多壁碳纳米管-普鲁士

【基金项目】 国家自然科学基金(30200264)
【通信作者】 郑峻松,电话:(023)68752310,E-mail:zhengalpha@yahoo.com
宋明辉,电话:(0335)5360396,E-mail:bdhlyy@sina.com

蓝-壳聚糖(MWNTs-PB-CHIT)纳米复合物与 PA,制作甲胎蛋白免疫传感器。

1 材料与方法

1.1 试剂和仪器

含量 0.435 mg/ml 甲胎蛋白抗体、蛋白 A(天津天健生物制药公司),甲胎蛋白抗原标准品、前列腺特异性抗原标准品、癌胚抗原标准品(上海实业科华生物技术公司),氧化铟锡玻璃(深圳元亨光电公司),多壁碳纳米管(>95%,中国科学院成都有机化学研究所),壳聚糖(脱乙酰度大于 90%)、柠檬酸三钠、小牛血清白蛋白(BSA)均购自上海生工生物工程公司,氯金酸(国药集团化学试剂公司),不同 pH 值 0.1 mol/L 磷酸缓冲溶液(PBS)用 0.1 mol/L KH_2PO_4-Na_2HPO_4 + 0.1 mol/L KCl 配制,醋酸、丙酮、铁氰化钾等其他试剂均为分析纯试剂,实验用水为二次蒸馏水。

MEC-12B 多功能微机电化学分析仪(江苏江分电分析仪器公司),TU-1901 紫外分光光度计(北京普析通用仪器有限责任公司),AX120 电子分析天平(日本岛津产品),TECNAI10 透射电子显微镜(荷兰飞利浦),KQ-50 超声波清洗仪(昆山超声仪器有限公司),PHS-3C pH 计(上海精科公司),HJ-3 数显恒温磁力搅拌器(国华电器公司),采用三电极系统:ITO 电极为工作电极,饱和甘汞电极为参比电极,铂丝为对电极。

1.2 MWNT 的预处理

称取 40 mg MWNTs 加入到 40 ml 混酸(浓硫酸和浓硝酸以体积比 3∶1混合)中超声 4 h,用去离子水稀释、高速离心去上清液,洗至中性后置 100 ℃下烘干,得到纯化的含 -OH, -COOH 化学修饰的碳纳米管[3],为了使其更加充分完全牢固结合纳米金,打断 MWNTs,最后研磨 MWNTs 至粉末状。

1.3 MWNTs-PB-CHIT 纳米复合物制备

参照 Zhai 等[4]方法并作微小变化,将 2 mg MWNTs 分散在 2 ml 质量分数 0.5 的 CHIT(2% HAc)中,超声震荡 15 min,得到分散均匀的 MWNTs-CHIT 黑色悬浮液。然后将 2 ml 1 mmol/L 的铁氰化钾水溶液分散到 MWNTs-CHIT 纳米复合物中,恒温磁力充分搅拌 30 min,最后缓慢逐滴滴加 2 ml 1 mmol/L 的氯化亚铁水溶液,得到高度分散的 MWNTs-PB-CHIT 纳米复合物。

1.4 修饰电极的制备

将 ITO 玻璃切割成 20.0 mm × 5.0 mm 的条状,有效工作面积为 5.0 mm × 5.0 mm,依次用丙酮、无水乙醇、蒸馏水超声清洗 30 min 后晾干待用。将洗净的 ITO 玻璃电极浸入 0.01 mg/ml 的氯金酸溶液中,在 -200 mV 的电位下电沉积 1 min,取出后洗净电极表面结合不牢的纳米金,室温晾干待用。取 10 μl MWNTs-PB-CHIT 纳米复合物滴涂于新制的金纳米粒子修饰 ITO 电极表面,于室温下 8 h 晾干,用水冲洗去除未结合上的 MWNTs-PB-CHIT 纳米复合物,然后先在 PA(0.25 g/L,pH 6.5)溶液中浸泡 6 h,取出,用 PBS(0.1 mol/L,pH 6.5)冲洗净,以维持酸性环境,随后置于 anti-AFP(0.415 μg/ml, pH 6.5)溶液中于 4 ℃过夜,取出,用相同浓度的 PBS 冲洗净,最后在室温下将电极浸入 BSA(0.25%,pH 6.5)溶液中 1 h,以封闭电极表面的非特异性结合位点,取出,再用相同浓度 PBS 冲洗净,置于 4 ℃的冰箱中湿润环境保存待用。制备过程示意图见图 1。

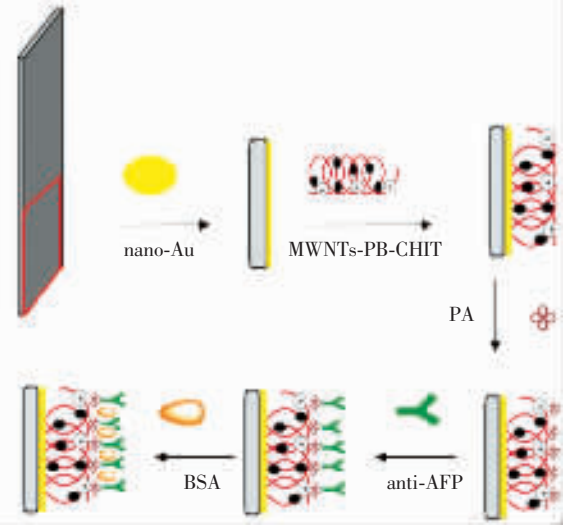


图 1 免疫图电极的组装过程

1.5 检测方法

利用循环伏安法对电极的制备过程及对 AFP 的检测进行表征。该方法采用三电极体系,修饰电极为工作电极,甘汞电极为参比电极,铂丝电极为对电极。整个实验在 0.1 mol/L 磷酸缓冲溶液(PBS)中进行,电位区间为 -0.5 ~ +0.6 V,扫描速率 50 mV/s。其中,免疫传感器的选择性实验是在含有 50.0 ng/ml AFP 抗原的 PBS 溶液中分别加入 10 μl 相同浓度的抗原 CEA、PSA,然后将新制备的免疫传感器分别置于含有上述不同抗原干扰物中孵育 6 min。

2 结果

2.1 MWNTs-PB-CHIT 纳米复合物的紫外可见光谱表征

图 2 中分别表示了 CHIT、MWNTs、MWNTs-PB-CHIT 纳米复合物紫外可见光谱曲线图。由于 CHIT 只含有氨基和羧基,所以在紫外区无特征吸收峰。MWNTs 无吸收峰是因为功能化后的碳纳米管的电子结构发生了很大变化,有部分的 sp2 杂化碳原子发生反应而转变成 sp3 杂化碳原子。

采用透射电子显微镜进一步观察 MWNTs-PB-CHIT 纳米复合物,由图 3 可知,MWNTs 可吸附 PB 纳米颗粒。

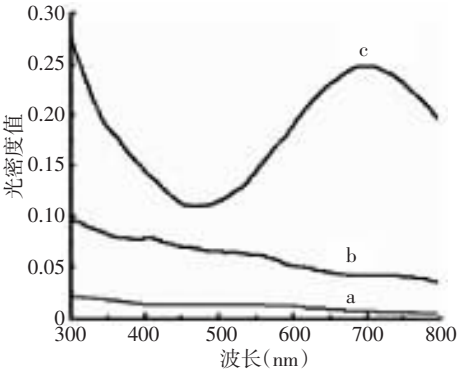


图 2 CHIT(a)、MWNTs(b)、MWNTs-PB-CHIT(c)纳米复合物的紫外可见光谱图

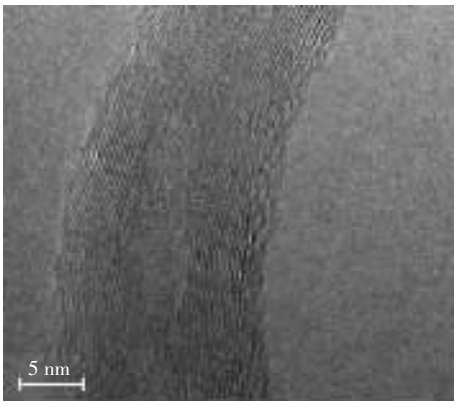
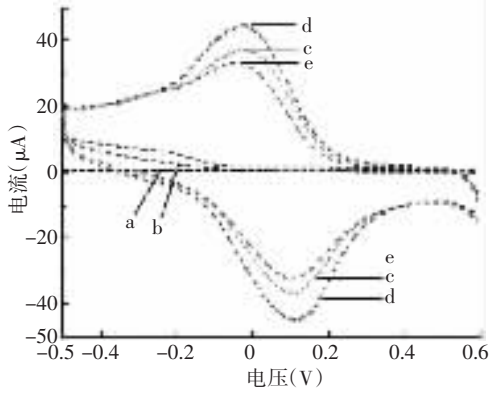


图3 MWNTs-PB-CHIT纳米复合物的透射电子显微镜观察

2.2 电极在修饰过程中的电化学表征

采用循环伏安法对电极修饰过程进行表征，如图4所示。曲线a为裸的ITO电极。当金纳米粒子修饰于ITO电极表面后电流明显增加(曲线b)，但并没有出现明显的峰电流。当滴涂MWNTs-PB-CHIT纳米复合物(曲线c)之后，在0.15 V左右，可以观察到1对较大的普鲁士蓝可逆氧化还原峰。



a：ITO；b：Au/ITO；c：MWNTs-PB-CHIT/nano-Au/ITO；d：PA/MWNTs-PB-CHIT/nano-Au/ITO；e：BSA/anti-AFP/PA/MWNTs-PB-CHIT/nano-Au/ITO

图4 不同修饰电极制备过程循环伏安表征图

2.3 实验条件的优化

2.3.1 pH值的选择 考虑到测试底液pH值对CHIT的吸附性、PB的稳定性及PA的生物活性会产生影响，而且它们是影响传感器敏感性至关重要的因素，实验中用循环伏安法考察在pH 5.0～8.0范围内对50 ng/ml AFP溶液的响应情况。实验结果表明，当pH的值为6.5时峰电流最大(图5)。

2.3.2 孵育时间的优化 在标准的抗原溶液中(50 ng/ml)孵育不同时间后，在PBS(0.1 mol/L，pH 6.5)中检测电极的电化学响应情况。如图6所示，6 min以后，AFP抗体与抗原的特异性结合达到平衡时，电流的变化趋于稳定。故该免疫传感器的最佳孵育时间为6 min。

2.3.3 免疫传感器的响应特性 在免疫传感器分别浸入不同浓度的AFP抗原中孵育6 min后，检测浓度与相应的响应电流的关系。结果显示：随着AFP抗原浓度的不断增加，传感器的响应电流逐渐下降。其峰电流与浓度在1.0～250.0 ng/ml范围内呈现良好的线性关系，其线性回归方程为 $i = 0.058c - 24.531$，相关系数 $r = 0.999\ 4$，检测下限为0.5 ng/ml。

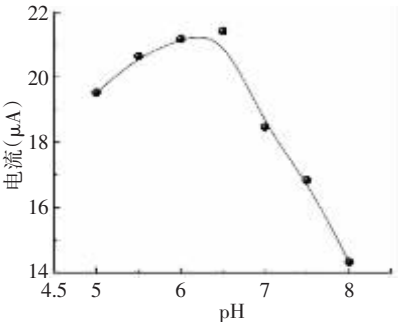


图5 不同pH值对免疫传感器响应电流的影响

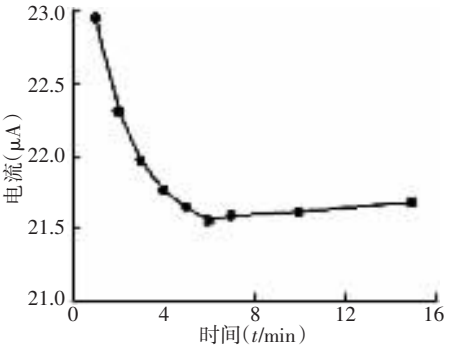


图6 不同孵育时间对传感器响应电流的影响

2.3.4 免疫传感器的选择性 在免疫传感器分别置于含不同抗原干扰物中孵育6 min后，电极响应与无干扰的50.0 ng/ml AFP抗原相比，无明显变化[CEA：(−20.62 ± 0.29) μA，PSA：(−20.61 ± 0.21) μA]，说明该传感器具有良好的选择性。

2.3.5 免疫传感器的稳定性和重现性 采用循环伏安法考察了免疫传感器的稳定性。在起始1周内，传感器的电流响应没有明显的差异，经30 d的连续使用，发现其响应电流仍然保持初始电流的91%以上，说明该传感器有良好的稳定性。

用相同方法制备4支平行电极，在第1天对同一浓度的样品(50.0 ng/ml AFP抗原)标准溶液进行检测，实验结果表明，4支传感器的响应电流为(−20.72 ± 0.34) μA，第30天的结果表明，响应电流为(−18.85 ± 0.41) μA，2次的相对标准偏差RSD < 3%。说明该免疫电极具有良好的重现性。

2.3.6 传感器的初步应用 将该传感器与加入了不同浓度AFP的150 μl空白人体血清中进行孵育反应，按上述实验方法测定其峰电流的大小。由表1可知，该研制的免疫传感器能够对血清中的甲胎蛋白抗原浓度进行检测，若要应用于临床检测，还应进一步对电极的各种参数进行严格检测。

表1 实际样品中AFP的测定

样本	峰电流值(μA)	加入量(ng/ml)	回收量(ng/ml)	回收率(%)
1	24.78	2.5	2.44	97.6
2	24.36	5.0	4.92	98.4
3	23.57	20.0	20.51	102.6
4	22.12	40.0	41.89	104.7
5	20.89	60.0	58.69	97.8

3 讨论

检测原发性肝癌患者血清中AFP的浓度,对于帮助临床筛查、鉴别、诊断肿瘤患者具有非常重要的参考价值。

目前,已有的免疫分析方法有放射免疫法(RIA)、酶联免疫法(EIA)、化学发光免疫法(LIA)等。放射免疫法成本低、灵敏度高,但由于半衰期短、试剂盒不宜储存和核废物处理等一系列问题,使其应用受到限制。无需同位素标记的酶免疫分析方法,具有极高的灵敏度,是目前常用的方法之一,但这种利用比色法的检测技术所受的干扰因素很多,抗原-抗体复合物与过量抗体的分离也是一个耗时费力的过程。因此,利用纳米复合物材料合成电极越来越受到人们的关注。

氧化铟锡(ITO)导电玻璃具有良好的光电性能且价格低廉,将其应用于电化学免疫传感器上能极大地降低电极材料的成本[5]。近来,Zhai等[4]研究发现MWNTs-PB-CHIT纳米复合物,并应用其构建电极,得到放大35倍的还原电流,同时电极响应时间大大缩短,另外,还能在低电位条件下,发生催化反应,因此也就抑制了多种还原物质的干扰等诸多独特的理化性质。

利用PA定向固定抗体。蛋白A是金黄色葡萄球菌的一种多肽,它能够同多种哺乳动物抗体分子的Fc片段特异性结合,在特异结合Fc片段的同时可使IgG抗体的Fab段暴露在外,而IgG抗体的Fab段恰好是抗原结合部位,暴露出来的Fab段可以有效地与目标抗原结合,因此蛋白A可以作为免疫传感器中固定抗体的基体[6]。

金电极与玻碳电极在生物传感器制作方面应用较多,而廉价的ITO玻璃电极的研究相对很少。基于上述材料特性,本研究应用ITO电沉积纳米金作为工作电极,在其表面修饰MWNTs-PB-CHIT纳米复合物与PA,制作甲胎蛋白免疫传感器。实验发现该传感器制作过程简单、稳定性好、灵敏度高、响应速度快。

本研究结果显示,MWNTs和PB纳米颗粒均匀地分散于CHIT溶液之中,且此纳米复合物在700 nm处有普鲁士蓝的最大吸收峰,这主要是由于混合价态(Fe^{2+}、Fe^{3+})的电子转移强烈吸收带引起的[7],说明MWNTs和PB纳米颗粒均匀地分散于CHIT溶液之中。采用透射电子显微镜进一步观察MWNTs-PB-CHIT纳米复合物也显示,MWNTs可吸附PB纳米颗粒。

采用循环伏安法对电极修饰过程进行表征,两者具有较大的响应电流。结果显示,当金纳米粒子修饰于ITO电极表面后电流明显增加,但并没有出现明显的峰电流。当滴涂MWNTs-PB-CHIT纳米复合物之后,在0.15 V左右,可以观察到1对较大的普鲁士蓝可逆氧化还原峰。这与Zhai等[4]应用MWNTs-PB-CHIT纳米复合物成功构建的葡萄糖生物传感器相一致,当电极进一步修饰PA后,氧化还原峰增加,与丁艳君等[8]研究纳米金-蛋白A介导抗体定向固定的压电传感相比,有类似的电化学特性,修饰后的PA均增大了传感器的检测信号,可能是PA分子中的巯基有利于电子的传输。电极相继修饰了AFP抗体并用小牛血清蛋白封闭其活性位点甲胎蛋白之后,由于大分子蛋白是非导电性物质,其阻碍电子传输,因此,氧化还原峰值逐渐减小。

本研究对传感器应用条件优化实验发现,pH值为6.5时的峰电流最大。一方面,这是由于酸性条件下,壳聚糖分子链上的$-NH_2$被质子化形成$-NH_3^+$,而且Schauer等[9]研究报道CS在pH 6.2~6.8酸性条件下大约有90%的$-NH_2$被质子化而带正电荷,对阴离子能起到很好的吸附效应;另一方面,由于本实验中所用PA的等电点为5.1,当混合于PBS(0.1 mol/L,pH 6.5)溶液中时,溶液的pH值高于PA的等电点,PA将在溶液中显负电性,易紧密结合于酸性溶液中带正电荷的壳聚糖。故本实验选定的PBS测试溶液的pH值为6.5。

免疫传感器的检测过程中,抗原与抗体结合时间(即孵育时间)的长短,以及线性范围和灵敏度对传感器性能的好坏有较大影响,实验得出该免疫传感器的最佳实验反应时间为6 min,响应的峰电流值与AFP浓度在1.0~250.0 ng/ml的范围内保持良好的线性关系,检测下限为0.5 ng/ml,与最近一些相类似的甲胎蛋白免疫传感器的研究[10,11]相比,都较其最大线性范围值增大,较其灵敏度略有下降。

本研究还发现,该免疫传感器有较好的稳定性和重现性,这可能与反应中的MWNTs阻止了PB的解离,MWNTs-PB-CHIT纳米复合物就会形成很好稳定性,且其稳定性是依赖π键和离子间的相互作用有关。Zhang等[12]制得的MWNTs-PB纳米复合物证实了这一点。

本研究成功应用新发现的MWNTs-PB-CHIT纳米复合物,并根据纳米金、PA、ITO玻璃的理化性质,将它们共同组合,构建成一次性使用、价格低廉的新型传感器电极材料。该甲胎蛋白免疫传感器检测快速、灵敏度高、稳定性好、响应电流大。在健康人群的快速筛查方面有着潜在的应用价值。

参考文献:

[1] Gillespie J R, Uversky V N. Structure and function of alpha-fetoprotein: a biophysical overview[J]. Biochim Biophys Acta, 2000, 1480(1/2): 41-56.

[2] Witzigmann H, Geissler F, Benedix F, *et al*. Prospective evaluation of circulating hepatocytes by alpha-fetoprotein messenger RNA in patients

with hepatocellular carcinoma [J]. Surgery, 2002,131(1):34-43.
[3] Liu S Q, Xu J J, Chen H Y. Electrochemical behavior of nanosized Prussian blue self-assembled on Au electrode surface[J]. Electrochem Commun, 2002, 4(5):421-425.
[4] Zhai X, Wei W, Zeng J, *et al*. New nanocomposite based on prussian blue nanoparticles/carbon nanotubes/chitosan and its application for assembling of amperometric glucose biosensor [J]. Anal Lett, 2006, 39(5):913-926.
[5] Lin J, Qu W, Zhang S. Disposable biosensor based on enzyme immobilized on Au chitosan-modified indium tin oxide electrode with flow injection amperometric analysis [J]. Anal Biochem, 2007, 360(2): 288-293.
[6] Zacco E, Pividori M I, Llopis X, *et al*. Renewable protein a modified graphite-epoxy composite for electrochemical immunosensing[J]. J Immunol Methods, 2004, 286(1/2):35-46.
[7] Wu F H, Zhao G C, Wei X W. Electrocatalytic oxidation of nitric oxide at multi-walled carbon nanotubes modified electrode[J]. Electrochem Commum, 2002, 4(9):690-694.
[8] 丁艳君,王 桦,李继山,等.纳米金-蛋白A介导抗体定向固定的压电传感及电化学特性研究[J]. 高等学校化学学报,2005, 26(2): 222-226.
[9] Schauer C L, Chen M S, Price R R, *et al*. Colored thin films for specific metal ion detection[J]. Environ Sci Technol, 2004, 38(16): 4409-4413.
[10] 冉小琪,袁若,柴雅琴,等.基于纳米金、铁氰化镍纳米颗粒共修饰的电流型甲胎蛋白免疫传感器的研究[J]. 化学传感器, 2010, 30(1):36-41.
[11] Ding C, Zhao F, Ren R, *et al*. An electrochemical biosensor alpha-fetoprotein based on carbon paste electrode constructed of room temperature ionic liquid and gold nanoparticles[J]. Talanta, 2009, 78(3):1148-1154.
[12] Zhang Y J, Wen Y, Liu Y, *et al*. Functionalization of single-walled carbon nanotubes with Prussian blue [J]. Electrochem Commun, 2004, 6(11):1180-1184.

(收稿:2010-05-18 修回:2010-09-17)
(编辑 邓强庭)

个案与短篇

文章编号:1000-5404(2010)23-2482-01

大学生性知识获取途径及与性心理健康的关系

张 夔[1],郑 涌[2] (400038 重庆,第三军医大学护理系心理学教研室[1];400715 重庆,西南大学心理学院[2])

【关键词】 大学生;性知识;途径
【中图法分类号】 R395.6 【文献标志码】 B

性教育在美国历经5代方案的调整,并终以《全国综合性教育大纲》的颁布作为一个全国性教育的里程碑。我国在《学校卫生工作条例》等条令条例中一再强调性教育的重要性并倡导对青少年进行性教育,但效果并不好。研究表明,我国大学生的性知识极为欠缺[1,2],且性知识结构也不合理[3],这必然与他们获取性知识的途径有关。本研究主要探讨性知识获取途径与其性心理健康之间的关系。

1 对象与方法

1.1 研究对象

选取成都、重庆、湛江、沈阳4个城市的6所大学(重点大学2所,350名;一般本科院校3所,390名;专科院校1所,250名)990名大学生进行调查。随机发放问卷990份,回收后剔除无效问卷后得到有效问卷901份。其中男生319名,女生582名;来自城市的347名,来自农村的554名;医学生290名,非医学生611名。

1.2 研究方法

1.2.1 自编大学生性知识来源结构问卷 通过发放开放式问卷,对大学生进行个别访谈。查阅相关文献,确定了12种性知识获取途径:网络、广播、影视、教师、父母、朋友、医师、报刊杂志、医学书籍、文艺书籍、色情读物、其他。

【基金项目】 教育部人文社会科学研究2005年度规划基金项目(05JAXLX010)
【通信作者】 郑 涌,E-mail:zhengy@swu.edu.cn

1.2.2 青春期性心理健康问卷[4] 该问卷有46个题项(含4对测谎题),分性认识、性价值观和性适应3个维度,其分问卷及具体维度的内部一致性系数均在0.62以上,重测信度为0.64~0.86,分半信度为0.59~0.79,且有较高的效度指标。

1.2.3 健康分组标准 以被试性心理健康得分的平均数为基准,在平均数上下各1个标准差之内的归为一组,在平均数1个标准差以上的归为一组,在平均数1个标准差以下的归为一组,将被试分为高健康组、中间组、低健康组。

1.3 统计学方法

采用SPSS 13.0统计软件对计数资料进行χ^2检验。

2 结果

2.1 大学生性知识获取途径的总体特征

大学生对各种性知识获取途径的选择大致可以分为4个层次,其中选择频率较高的是报刊杂志(77%)、影视(76%)和朋友(75%)。第2个层次是医学书籍(62%)与网络(61%)。第3个层次为文艺书籍(23%)、广播(29%)、教师(26%)与色情读物(26%)。选择率最低一层包括其他(19%)、医师(15%)和父母(14%)。

2.2 性知识获取途径与性心理健康水平

如表1所示,3组大学生在5个性知识获取途径的选择上有显著差异($P<0.05$,$P<0.01$),分别是教师、父母、医师、医学书籍和文艺书籍。在教师、父母、医师、文艺书籍这4个途径上的选择情况是低健康组比中间组、高健康组的选择百分比都要高。医学书籍的选择百分比是高健康组>中间组>低健康组。

(下转2502页)