DNA 修饰电极的研究^{*} ── Ⅶ 共价键合和吸附 DNA-SAM/Au 修饰电极的制备及表征

陆 琪 庞代文^{**} 胡 深 程介克 (武汉大学化学学院,武汉 430072) 蔡雄伟 施财辉 毛秉伟 戴鸿平 (厦门大学固体表面物理化学国家重点实验室,厦门 361005)

摘要 采用先通过 2, 2[']-二硫二乙醇 自组装得到自组装单分子层 (SAM), 再在 SAM 上共价键合和吸附固定 DNA 的方法制备了两类 DNA 修饰电极,并对得到的 DNA 修 饰电极进行了电化学和谱学表征.结果表明该方法是可行的,也是较为理想的在电 极表面固定 DNA 的方法.

关键词 DNA 修饰电极 自组装 制备 表征

DNA 修饰电极由于在基因传感器、分子识别以及研究 DNA 与其他分子的相互作用等方面 有重要的科学意义和实用价值,因而正受到广泛关注¹⁻³. DNA 在电极表面的固定是 DNA 修 饰电极研究的基础.目前通过巯基(-SH)在 Au 表面自组装制备 DNA 修饰电极的方法被广泛 采用^[35].该方法是先将要固定的 DNA 片断的一端修饰上-SH,再通过-SH 在 Au 表面的自 组装作用得到 DNA 修饰电极.但该修饰方法存在着一些问题,诸如-SH 修饰的 DNA 难以合 成,且需要分离提纯,操作繁琐,所以十分昂贵;巯基化合物结合 DNA 后,其体积大幅度增加, 因此在 Au 表面自组装比较困难.考虑到上述存在的问题,我们采用先进行-SH 化合物自组 装,得到自组装单分子层(SAM),再在 SAM 上共价键合或吸附固定 DNA 的方法制备 DNA 修饰 电极,并对得到的 DNA 修饰电极进行了电化学和谱学表征.

1 材料与方法

1.1 试剂

小牛 胸腺 DNA (华美生物制品公司)按文献[6] 纯化至 OD₂₆₀/OD₂₈₀ 值大于 1.8. Co(phen)₃Cl₂°8H₂O 按文献[7] 的方法合成. 2,2[']-二硫二乙醇 (DTDE, Fluka), 1-乙基-3-(3-二甲 氨丙基)碳二亚胺(EDAC, Sigma), 2-(N-吗啉代)乙磺酸(MES, Serva),及其余所用试剂均为分 析纯. 实验用水为无菌二次蒸馏水.

¹⁹⁹⁸⁻¹⁰⁻¹² 收稿, 1999-01-13 收修改稿

^{*}国家自然科学基金(批准号: 39370213; 39770220; 29773034)、厦门大学固体表面物理化学国家重点实验室基金和湖北 省自然科学基金(批准号: 96J037)资助项目

1.2 dsDNA修饰电极的制备

1.2.1 金电极的预处理 金在沸腾的浓硝酸中浸煮5min,取出后用水反复冲洗,在1mol/L H₂SO₄中进行循环伏安扫描,扫描上下限分别是+1.5, +0.2V,至得到稳定的循环伏安曲线. 电极的真实面积根据表面氧化物还原峰的电量求得,为1.20 cm². 经电化学处理和表征后的 金电极,分别用水和丙酮超声清洗5min,冲洗后立即放入含有40 µmol/L的DTDE水溶液中, 浸泡4h,得到DTDE修饰金电极(SAM/Au),冲洗备用.

1.2.2 共价固定的 dsDNA 修饰电极的制备 将 SAM/Au 转入含有 1 mg/mL 活化剂 EDAC 和 0.5 mg/mL 双链 DNA(dsDNA)的 0.04 mol/L MES-NaOH 缓冲溶液(pH 6.0)中,室温下反应 24 h. 然后,取出电极,用 MES 缓冲溶液冲洗,水中浸泡 4 h,得到共价固定的 dsDNA 修饰 SAM/Au 电极,简记为(dsDNA)_b-SAM/Au. dsDNA 的共价固定是基于 SAM 表面的羟基与被 EDAC 活化 后的 dsDNA 5[']-磷酸基缩合成磷酸酯而与 SAM 键合.

对照实验用修饰电极的制备方法相同,但 dsDNA 的 MES-NaOH 缓冲溶液中不含 EDAC 活化剂.

1.2.3 吸附固定的 dsDNA 修饰电极的制备 SAM/Au 在干燥器中干燥后,取 30 //L dsDNA, 均匀地铺展在电极上;于干燥器中放置过夜.取出,用 MES 缓冲溶液冲洗;在水中浸泡 4 h,以除去未吸附的 dsDNA,得到吸附固定的 dsDNA 修饰 SAM/Au 电极,简记为 (dsDNA)ad-SAM/Au. 1.3 仪器与方法

1.3.1 循环伏安(CV) 实验在 MCEC-II 电化学与电分析测试系统(厦门大学化学系)上进行.实验采用三电极体系,以裸金电极或修饰金电极为工作电极,饱和甘汞电极(SCE)与铂丝分别作为参比电极和对照电极.试液为5 mmol/L KNO3或含 10 μmol/L Co (phen)3Cb 的 5 mmol/L KNO3 溶液,用高纯氮气除去溶解氧.实验在 25 ℃进行.

1.3.2 X射线光电子能谱(**XPS**) XPS 实验以 dsDNA-SAM/Au 为测试对象,采用 Mg 靶在 VG ESCA-LAB MKII 摄谱仪上进行.利用 XPS-AES 采集处理程序(版本 5.0,清华大学)采集处 理数据.实验条件:射线源高压 10 kV;射线源电流 20 mA;分析器模式 PE;倍增器高压 2.9 kV; 扫描次数 20.

1.3.3 扫描隧道显微术(STM) 采用 NanoscopeIIIa (Digital Instruments, Co.)在大气和室温下对样品表面进行直接观察,图象采集为恒电流方式. STM 所用针尖为电化学腐蚀的 W 丝. STM 实验所用金(111)单晶按以下步骤制备:首先将一段直径为 0.8 mm 的洁净金丝在氢/氧焰中灼烧直至形成 1 个熔融的圆球,然后逐渐退火以缓慢结晶,最后得到 1 个有 8 个(111)单晶面的金球.其中一面即可用作修饰 dsDNA 并进行 STM 观察的基底.

2 结果与讨论

2.1 2, 2'-二硫二乙醇 SAM 的表征

2.1.1 电化学表征 循环伏安扫描技术可用于考察 SAM 的性能¹⁾. 其基本原则是将 SAM 近似为理想平板电容器, 由界面双电层电容判断 SAM 的厚度, 介电性质和通透性.

¹⁾ 董献堆. 自组装单分子层及其在生物电化学中的应用. 武汉大学博士学位论文, 1995

SAM 修饰电极的界面双层电容,可由下式计算:

$$C = \Delta i / (2vA), \tag{1}$$

式中 C 为单位面积界面双层电容(μ F/cm²); Δi 为电势 0.05 V 处双层充放电电流绝对值之和 (μ A); ν 为扫描速率 V/s; A 为由 Au 氧化物的还 原峰确定的电极面积(cm²).

实验结果表明,由于 DTDE 在 Au 表面的吸附,界面电容减小,并且吸附时间越长,界面电容 越小,当吸附时间超过 4 h,修饰电极的界面电容 不再发生变化,说明 DTDE 在 4 h 内可吸附组装形 成 SAM,得到稳定的 SAM/Au 电极.因此我们选 择浸泡时间 4 h 为后续实验的条件.

图 1 是 SAM 修饰 Au 电极在 5 mmol/L KNO₃-0.10 底液中的 CV 行为,电势扫描范围-0.1~+0.4 V. 界面双层电容为 7.8 \mu F/ cm².实验中发现当 ^图 扫描上限超过+0.7 V,修饰电极的电容会增大, 表明 SAM 在强电场的作用下会被破坏.



2.1.2 STM 表征 图 2(a)为未修饰的 Au(111)表面的 STM 图象(67 nm× 67 nm),图 2(b)是 在 DTDE 溶液中浸泡 4 h 后 Au(111)表面的 STM 形貌(300 nm× 300 nm). 可见未修饰前 Au(111)表面尽管分布有一定程度的缺陷(暗点所示,可能由化学处理过程引入),但整体上仍 非常平坦. 而经 DTDE 修饰后,可以清楚地看到形成了一层均匀、致密的膜. 如图 2(c)(50 nm× 50 nm)所示,在更小的尺度范围内,可以更清楚地看到膜的结构. 当然 SAM 也存在着少数缺陷 (STM 图中较暗的部分). 缺陷的产生可能与 Au(111)表面本身的缺陷有关. STM 的实验结果 证实了 DTDE 确实在 Au 上形成了均匀的 SAM,这为进一步地修饰 dsDNA 提供了一个极好的界面.



(a) Au(111)表面的 STM 图象; (b) SAM/Au 表面(300 nm×300 nm); (c) SAM/Au 表面(50 nm×50 nm). 隧道电流 1~2 nA, 偏压 50 mV



2.2 (dsDNA)b-SAM/Au的表征

2.2.1 电化学表征 $Co(phen)_{3}^{3+/2+}$ 已被证明 与 dsDNA 有很强的相互作用 $[^{8]}$. 因此,我们以 $Co(phen)_{3}^{3+/2+}$ 为指示剂来表征 dsDNA 修饰电极. 图 3 中曲线 1 是 10 μ mol/L Co $(phen)_{3}^{2+}$ 在SAM/Au 上的 CV 图; 图 3 中曲线 2,3 是在 (dsDNA)_b-SAM/Au 及对照实验用修饰电极上得到的 CV 图. 根据上述 CV 图得到的实验数据列于表 1 中.

从表 1 的数据中,可以看出,无 EDAC 存在时 **0.40** 得到的电极对 Co (phen)^{3+/2+} 的响应电流比 EM SAM/Au 的稍有增大, E⁰ 负移 18 mV,这表明在溶 液状态且无偶联剂 EDAC 存在时,只有极少量的 dsDNA 在 SAM 上产生吸附;而在 EDAC 存在时得 到的(dsDNA)_b-SAM/Au 对 Co (phen)^{3+/2+} 的响应 电流比 SAM/Au 的显著增大, E⁰ 负移 36 mV,这是

 $Co(phen)^{3+/2+}$ 与电极表面的 dsDNA 相互作用的特征^[4]. 这说明在 EDAC 存在下,绝大部分固定的 dsDNA 是通过 5'末端的磷酸基与 SAM 表面的羟基缩合成磷酸酯而共价键合到电极表面.

表 1 在不同电极上得到的 Co(phen)3^{+/2+} 的电化学数据

电极类型	$E_{\rm pa}/{ m V}$	$E_{ m pc}/{ m V}$	$\Delta E_{\rm p}/{ m mV}$	$E^{0'}$ /V	$I_{\rm pd}/\mu{\rm A}$	$I_{ m pc}/\mu{ m A}$
SAM/Au	0.175	0. 132	43	0.154	1.89	1.48
(dsDNA) _b -SAM/ Au	0.130	0.107	23	0.118	4.00	5.00
对照实验电极	0.161	0.111	50	0.136	2.02	2.08

图 4 是还原电流 *I*_{pe}对扫速 *v* 及*v*^{1/2}的关系曲 线,可以看到 *I*_{pc}既不与*v*,也不与*v*^{1/2}成线性, *I*_{pc}*v*^{1/2}曲线向上弯曲,表明 Co(phen)^{3+/2+} 在电极上 的电化学反应不单纯是由扩散控制,而同时存在 表面过程,即在修饰电极表面存在富集效应^[4]. 这从另一个侧面说明了 dsDNA 能被共价键合到 电极表面.

2.2.2 XPS 表征 XPS 是一种灵敏的表面元 素分析方法,可以用 XPS 来表征 dsDNA 修饰电 极. 从基底 SAM/Au 的 XPS 谱图可知,在 SAM/Au 表面主要含有 C, O, S, Au 等元素,未能检测出 N_{1s} 和 P₂p的信号. DNA 的碱基和核糖-磷酸骨架中分 别含有 N 和 P, 因此 XPS 谱中 N_{1s}和 P₂e信号是证 明电极表面有无 DNA 存在的重要依据. 通过比





ν,单位:V°s⁻¹

较不同样品的 N₁s或 P₂p峰的峰面积可估算电极表面 DNA 覆盖量的相对大小^{[9},而 P 则是 DNA 存在的最有力的证据.图5中曲线1显示在 EDAC存在时得到的修饰电极即(dsDNA)_b-SAM/Au 上 P₂p特征峰区的能谱曲线,可见出现了一较宽的 P₂p峰.图5中曲线2是对照实验电极在同样区域内的谱线,P₂p峰未出现.这一结果证实了在 EDAC存在时 dsDNA确实被共价键合到电极表面.由于对照实验电极表面仅存在少量吸附的 dsDNA,以致观察不到 P₂p的 XPS 信号.

结合前面的电化学表征,我们不难看出,两者 得出的结论是一致的,即 EDAC 存在时,电极表面 有高的 DNA 载量,绝大部分的 dsDNA 是通过 EDAC 的活化使5[']末端的磷酸基与 SAM 表面的羟



(曲线 2)的 P2p特征峰区的 XPS 谱图

基缩合而共价修饰到电极表面.而对照电极仅有少量的 dsDNA 吸附到 SAM/Au 表面.

 $(dsDNA)_b$ -SAM/Au具有很高的稳定性. 将该电极在 5 mmol/L的 KNO₃ 溶液中浸泡 24 h 后,对 Co(phen)₃^{3+/2+} 的 CV 响应电流与浸泡前完全一样.

2.3 (dsDNA)ad-SAM/Au的表征

2.3.1 电化学表征 与前述共价键合 dsDNA 修饰电极的电化学表征类似,表 2 列出了 $(dsDNA)_{ad}$ -SAM/Au 在 10 μ mol/L Co $(phen)_3^{2+}$ 中得到的 CV 数据. 与 SAM/Au 上的相比,在 $(dsDNA)_{ad}$ -SAM/Au 上 Co $(phen)_3^{3+/2+}$ 的响应电流显著增大,式电势 $E^{0'}$ 负移 43 mV,这表明 dsDNA 可通过干燥吸附方法^[6]修饰到 SAM/Au 电极上.

电极类型	$E_{\rm pa}/{ m V}$	$E_{\rm pc}/{\rm V}$	$\Delta E_{\rm p}/{ m mV}$	$E^{0'}/V$	$I_{\rm pa}/\mu{\rm A}$	$I_{\rm pc}/\mu{\rm A}$	$I_{ m pa}/I_{ m pc}$
SAM/Au	0.175	0.132	43	0.154	1.89	1.48	1.28
(dsDNA) _{ad} -SAM/Au	0. 133	0.090	43	0.111	7.89	10.00	0.79
(dsDNA) _b -SAM/ Au	0.130	0.107	23	0.118	4.00	5.00	0.80

表 2 在不同电极上得到的 $Co(phen)_3^{3+/2+}$ 的电化学数据

*I*_{pc}对 v 及 v^{1/2}的关系也与图 4 类似,不成线性,同样也说明 dsDNA 能被干燥吸附固定到电极表面.

2.3.2 XPS表征 图 6显示(dsDNA)ad-SAM/Au 的 P2p的特征峰区的 XPS 能谱峰. 我们可以 清楚地看到 P2p的信号,表明 dsDNA 能通过干燥吸附方法固定到 SAM 上,得到(dsDNA)ad-SAM/Au 修饰电极.

2.3.3 STM 表征 对(dsDNA)_{ad}-SAM/Au 进行了 STM 观察(如图 7), 与图 2(c)中的 SAM 的 STM 相比有显著区别.图 2(c)中亮的部分十分集中, 暗的部分较少, 层次感不强, 这正表明了 DTDE 形成了平整, 均匀的 SAM.而图 7 中亮的部分较为分散, 暗的部分明显增多, 亮暗分布较 有规律.在与水平线成一定角度的方向上呈现一条条的亮区, 有很强的层次感, 这可能就是吸 附的 dsDNA, 之间在在静电斥力, 使得 SAM, 表面上吸附的 dsDNA, 之间保持有一定,

的距离,排列有序,分布均匀.进一步分析图7的成象条件,对于已吸附有 dsDNA 的 SAM/Au, 预计表面将较为疏松,导电性也将下降,故需使用较小的隧道电流和较大的隧道偏压才能得到 清楚的 STM 图象,这也可用以支持 dsDNA 确己吸附到 SAM/Au 表面,且排列较有规律.



图 6 (dsDNA)_{ad}-SAM/Au的 P_{2p}特征峰区的 XPS 谱图



图 7 (dsDNA)_{af} SAW Au 表面的 STM 图象(40 nm× 40 nm) 隧道电流: 0.28 nA, 偏压: 0.5 V

与(dsDNA)_b-SAM/Au 的稳定性相比, (dsDNA)_{ad}-SAM/Au 的稳定性稍差,在5 mmol/L的KNO3 溶 液中浸泡 24 h 后,再在 Co(phen)²⁺ 溶液中进行 CV 扫描,得到的响应电流比浸泡前下降 8%. dsDNA 吸附修饰电极的稳定性比其共价键合修饰电极的差是可以理解的.

2.4 (dsDNA)_b-SAM/Au和(dsDNA)_{ad}-SAM/Au修饰电极的比较

比较在共价键合 dsDNA 修饰电极和吸附 dsDNA 修饰电极上得到的 CV 数据(见表 2),我们不难 发现两者的 I_{ps}/I_{pc} 都近似等于 0.8 而与 SAM/Au 上得到的结果(1.28)完全不同,说明 DNA 的固定 是成功的. 但两种修饰方法得到的修饰电极在 Co(phen)³⁺ 溶液中的电化学行为的区别也是显而易 见的. 由 ΔE_p 可知, Co (phen)^{3+/2+} 在共价键合 dsDNA 修饰电极上反应的可逆性比在吸附 dsDNA 修 饰电极上的要好. 对于(dsDNA)_b-SAM/Au,由于 dsDNA 是共价键合到 SAM 上的, Co (phen)^{3+/2+} 与 dsDNA 结合后,可以通过具有电子传递功能的 dsDNA 加快与电极间的电子交换速率³,因而对 Co (phen)^{3+/2+} 的氧化还原有好的可逆性,峰电势差小($\Delta E_p = 23$ mV, 100 mV/s). 而根据吸附修饰 dsDNA电极的表面结构,表面的 dsDNA 是通过化学吸附固定的,因而 Co (phen)^{3+/2+} 不能通过 dsDNA 加快与电极表面的电子交换,因此其氧化还原可逆性($\Delta E_p = 43$ mV, 100 mV/s)就不如在 (dsDNA)_b-SAM/Au 上的可逆性相似.

SAM 上共价键合 dsDNA 与吸附固定 dsDNA 制备 dsDNA 修饰电极方法各有优点,前者得到的电极稳定性高,表面结构有序,而后者 DNA 用量较小, DNA 的载量高,两种方法都有其各自的应用前景.

,SAM 上吸附或共价键合修饰 DNA 与直接在电极表面吸附或活化后共价键合相比,有如下优

点. 1) 由于 SAM 的结构特点,使其为 DNA 的固定提供了一个稳定、均一、反应位点多的理想表面, 并可根据不同的需要,提供不同官能团的表面¹⁰. 2) SAM 使 DNA 和可能与 DNA 相互作用的生物 物质避免与电极表面的直接接触,从而可以防止可能发生的变性. 3) 利用 SAM 对电极的封闭作 用,可以消除由吸附产生的对金属电极的毒化.所有这些优点使得本文所采用的修饰方法将有可 能在基因传感器、DNA 与其他分子的相互作用、以及 DNA 识别分析中得到应用.

3 结论

采用在金表面先修饰 2,2[']-二硫二乙醇 SAM, 再共价键合和吸附固定 dsDNA 分别得到了两类不同的 dsDNA 修饰金电极,并对修饰电极进行了电化学和谱学表征. 结果表明该方法是可靠和较理想的 DNA 修饰电极的制备方法. 制备的 DNA 修饰电极将在电化学基因传感器和 DNA 与其他分子的相互作用研究等方面有应用前景.

致谢 实验工作得到厦门大学分析测试中心王水菊老师的大力支持,谨致谢忱.



- 1 Mikkelsen S R. Electrochemical biosensors for DNA sequence detection. Electroanalysis, 1996, 8(1): 15
- 2 Xu X H, Bard A J. Immobilization and hybridization of DNA on an aluminum (III) alkanebisphosphonate thin-film with electrogenerated chemiluminescent detection. J Am Chem Soc. 1995, 117(9); 2 627
- 3 Hashimoto K, Ito K, Ishimori Y. Sequence-specific gene detection with a gold electrode modified with DNA probes and an electrochemically active dye. Anal Chem, 1994, 66: 3 830
- 4 Pang D W, Abruña H D. Micromethod for the investigation of the interactions between DNA and redoxactive molecules. Anal Chem, 1998 70: 3 162
- 5 Kelley S O, Barton J K, Jackson N M, et al. Electrochemistry of methylene blue bound to a DNA-modified electrode. Bioconjugate Chem. 1997, 8(1): 31
- 6 Pang D W, Zhang M, Wang Z L et al. Modification of glassy carbon and gold electrodes with DNA. J Electroanal Chem. 1996 403: 183
- 7 Yamasaki K, Hara T, Yasuda M. Absorption spectra of cobalt complex with 1, 10-phenanthroline. Proc Jpn Acd, 1953 29: 337
- 8 Cater M T, Rodoriguez M, Bard A J. Voltammetric studies of the interaction of metal-chelates with DNA. 2 Tris-chelated complexes of cobalt (III) and iron(II) with 1, 10 phenanthroline and 2, 2'-bipyridine. J Am Chem Soc. 1989, 111(24): 8901
- 9 Herne T M, Tarlov M J. Characterization of DNA probes immobilized on gold surfaces. J Am Chem Soc. 1997, 119: 8 916
- 10 Wink T, van Zuilen S J, Bult A, et al. Self-assembled monolayers for biosensors Analyst, 1997, 122(4): 43R