



ارائه شده توسط:

سایت ترجمه فا

مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده

از نشریات معتبر

بیوسنسورهای الکتروشیمیایی بر پایه طلای متخلخل با اصلاح انزیمی

چکیده

بر اساس خواص فیزیکی و شیمیایی منحصر به فرد طلای نانومتخلخل NPG، که به سادگی با آلیاژزدایی نقره از الیاژ نقره و طلا بدست آمد، تلاشی در مطالعه حاضر صورت گرفت تا بیوسنسورهای الکتروشیمیایی بر پایه NPG ساخته شود. الکتروکد کربن اصلاح شده با NPG یا NPG/GCE فعالیت الکتروکاتالیزوری بالایی نسبت به اکسیداسیون نیکوتین آدنین دی نوکلئوتید NADH و هیدروژن پراکسید H₂O₂ نشان داده است که منجر به یک کاهش قابل ملاحظه ای در پتانسیل بیش از حد الکترواکسیداسیون NADH و H₂O₂ در مقایسه با الکتروکد ورقه طلا می شود. چگالی بالای جایگاه های ناقص لبه ای و صفحه ای و مساحت سطح ویژه بزرگ NPG باید مسئول رفتار الکتروکاتالیزوری باشد. چنین رفتار الکتروکاتالیزوری از NPG/GCE به بیوسنسورینگ موثر و کم پتانسیل امپرسنجی گلوکز یا اتانول از طریق ترکیب الکل دهیدروژناز ADH یا گلوکز اکسیداز GOD درون ماتریس سه بعدی NPG امکان می دهد. بیوسنسورهای بر پایه NPG اصلاح شده با ADH و GOD عملکرد تحلیلی خوبی را برای بیوسنس کردن اتانول و گلوکز به دلیل میکروساختار تمیز و قابل تکرار و با توزیع یکنواخت NPG نشان داده است. اثر تثبیت NPG روی انزیم های ترکیب شده همچنین باعث شده است که بیوسنسورهای ساخته شده خیلی باثبات گردند. بعد از ذخیره یک ماهه در 4 درجه سانتیگراد، بیوسنسورهای بر پایه ADH و GOD تنها 5 و 4.2 درصد از پاسخ جریان اصلی را از دست داده اند. همه اینها نشان می دهد که NPG یک ماده الکترودی نویدبخشی برای ساخت بیوسنسورها می باشد.

کلیدواژه ها: طلای نانومتخلخل، سنسور الکتروشیمیایی، بیوسنسور، الکتروکد انزیمی

1-مقدمه

در سالهای اخیر، استفاده از مواد نانوساختاری برای ساخت سنسورهای الکتروشیمیایی و یا بیوسنسورها باعث علاقه تحلیلگران شده است. تا انجایی که به نانوذرات طلا مربوط می شود، تقویت زیادی در پاسخ الکتروشیمیایی نسبت

به دی نوکلئوتید آدنین نیکوتین آمید NADH و هیدروژن پراکسید در الکتروود اصلاح شده با نانوذرات طلا آنرا برای ساخت بیوسنسورهای مبتنی بر دهیدروژناز و اکسیداز جذاب ساخته است. اکنون باور براین است که فعالیت کاتالیزوری عالی نانوذرات طلا متکی بر اتم های طلای با هماهنگی پایین بوده است یعنی اتم ها در گوشه ها و لبه ها.

طلای نانومتخلخل یا NPG نوع دیگری از طلای نانوساختاری است. که دارای مورفولوژی اسفنجی سه بعدی با اندازه منفذ و طناب قابل تنظیم در مقیاس نانومتر می باشد. در مقایسه با نانوذرات طلا، NPG یک سری مشخصات منحصر به فردی دارد: (1) ماهیت عمده دارد با اینحال میکروساختار آن در مقیاس نانو است که بدان معناست که به سهولت بکار گرفته شده و بازیابی می شود. (2) اندازه منفذ آن در دامنه وسیعی از چند نانومتر تا چندین میکرون قابل تنظیم می باشد. که مطالعه روی اثر وابسته به اندازه منفذ را تسهیل می کند. (3) با صرفاً آلیاژدایی نقره از الیاژ نقره و طلا در HNO₃ غلیظ تهیه می شود. NPG دارای سطوح خیلی تمیزی است که اثرات احتمالی مسمومیت یا منفعل بودن را به دلیل مولکولها یا یونهای ناخواسته ای نظیر سورفکتانت های پلیمری و یون کلر که اغلب در تهیه نانوذرات طلا استفاده می شوند حذف می سازد. (4) برخلاف ذرات طلا، NPG تجمع ذره ای را فراهم می سازد، با اینحساب قابلیت ثبات الکتروود مبتنی بر NPG را بهبود داده و طول عمر آنرا طولانی می سازد.

علاوه بر فعالیت کاتالیزوری عالی آن، NPG همچنین نشان داده که یک حامل خوب برای بیوماکرومولکول ها به دلیل ساختار منفذی خوب به نظم درآمده آن، مساحت سطح ویژه بالا و حجم منفذ ویژه بالا می باشد. در مقایسه با مواد سیلیکاتی متخلخل که نیمه هادی الکترونیکی می باشد، NPG یک هادی عالی می باشد. با اینحساب، برای سنسورهای الکتروشیمیایی و یا ساخت بیوسنسور، NPG می تواند مزیت هایی بر ذرات طلا و نیز سیلیکات متخلخل داشته باشد. در این کار، یک تلاشی برای ساخت بیوسنسور الکتروشیمیایی مبتنی بر NPG انجام گردید. یک مقایسه میان بیوسنسور مبتنی بر NPG و نوع مبتنی بر ورقه طلا نیز انجام گرفت تا مزیت های NPG را به عنوان یک ماده الکتروودی نشان بدهد.

2-روش آزمایش

1-2-مواد آزمایش

گلوکز اکسیداز GOD و الکل دهیدروژناز ADH و نافیون از شرکت سیگما-الدریخ خریداری گردید، NADH و NAD⁺ از شرکت Bio Basic Inc. بدست آمده است. آلیاژ طلا و نقره (نسبت وزنی 50 به 50 درصد، 100 نانومتر ضخامت) از شرکت Changshu Noble Metal Co بدست آمد. سایر مواد شیمیایی از درجه تحلیلی بوده است. آب مقطر سه تقطیر شده و 0.1M PBS (با pH برابر با 7.2) در کل آزمایشات استفاده گردید.

2-2-2- دستگاه

همه آزمایشات الکتروشیمیایی روی یک ایستگاه کاری الکتروشیمیایی CHI 630C (شرکت ابزارآلات CH شانگهای چین) در تقریباً 25 درجه سانتیگراد انجام گردید. یک سیستم سه الکترودی استفاده شد که شامل یک الکترود اصلاح شده به شکل الکترود کاری و یک سیم پلاتینوم به شکل الکترودمخالف و یک الکترود کالومل اشباع SCE به شکل الکترود رفرنس بوده است. همه پتانسیل های داده شده در این مقاله برحسب SCE بوده است. مورفولوژی سطح NPG با یک میکروسکوپ الکترونی پیمایشی صدور میدانی JEOL JSM-6700F تعیین مشخصات شد که مجهز به طیف سنج اشعه ایکس پراکنشی انرژی اشعه ایکس دیداری Oxford INCA یا EDS برای تحلیل ترکیبی بوده است.

2-3- تهیه NPG و الکترود اصلاح شده بر پایه NPG

NPG با الیاژزدایی آلیاژ طلا و نقره در محلول غلیظ HNO₃ برای مدت 1.5 ساعت تهیه گردید و بعد تا حد pH خنثی با آب مقطر سه برابر شستشو شد. الکترود کربن شیشه ای GCE به صورت یک سطح شیشه مانند با $0.05 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ صیقلی گردید و بعد در آب برای مدت 5 دقیقه صوت دهی شد. GCE اصلاح شده NPG یا NPG/GCE با تثبیت بر گه NPG روی سطح GCE (به قطر 3 میلیمتر) درست گردید.

2-4- تهیه الکترودهای انزیم و بیوسنسینگ اتانول و گلوکز

انزیم بارگذاری شده NPG/GCE با عملیات ذیل درست گردید: اول اینکه یک مقدار خاصی از یک محلول انزیم (16 mg mL^{-1}) روی NPG/GCE را پوشانده و در 4 درجه سانتیگراد برای مدت 5 ساعت خشک گردید و آنگاه برای جلوگیری از ترشح انزیم ها، یک میزان $2 \mu\text{L}$ نافیون (5 درصد وزنی) ریخته شده و در 4 درجه سانتیگراد

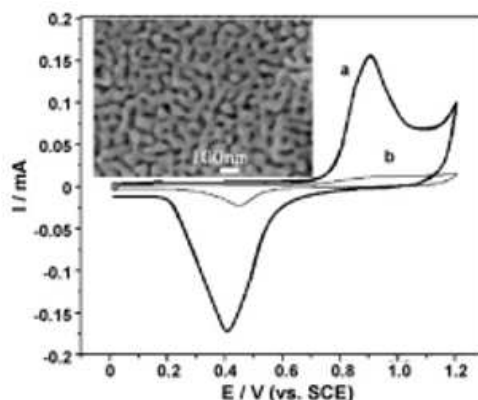
برای مدت 5 ساعت خشک گردید. وقتی استفاده ای نداشت، نافیون/GCE/ADH-NPG و نافیون-/GOD در یخچال در 4 درجه سانتیگراد نگهداری گردید. قبل از استفاده، آنها در محلول 0.1M PBS (pH برابر با 7.2) در تقریباً 25 درجه سانتیگراد برای ده دقیقه فرورده شد. الکتروود ورقه طلای اصلاح شده انزیم همچنین با همین روش ساخته شد.

منحنی های جریان-زمان برای بیوسنسینگ اتانول یا گلوکز با الکترودهای انزیم در پتانسیل +0.5V (اتانول) یا +0.4V (گلوکز) در 10mL از PBS همزده شده (با pH برابر با 7.2 و 0.1M) حاوی 3.5mM NAD+ (برای اتانول) یا 10mL از PBS اشباع از هوای همزده شده (با pH برابر با 7.2 و 0.1M) ثبت گردیدند. یک مقدار بخش پذیر از محلول اصلی اتانول (1.0M) یا گلوکز (2.0M) به محلول پایه با فواصل منظم تزریق گردید. هر اضافه کردن غلظت اتانول یا گلوکز را به اندازه 1.0mM (اتانول) یا 2.0mM (گلوکز) اضافه کرده است.

3- نتایج و بحث

3-1- مشخصات NPG/GCE و NPG

حل انتخابی نقره از آلیاژ Ag/Au منجر به میکروساختار نانومتخلخل باز پیوسته متشکل از تقریباً کاملاً از طلا بوده است. جنبه نامعمول ظهور تخلخل طی آلیاژزایی این است که ساختار منتج به لحاظ دینامیکی طی فرایند حکاکی شکل گرفته است. این همان حکاکی صرف یک مرحله ای از میکروساختار پیوسته دومرحله ای نمی باشد. برای توضیح مکانیسم تشکیل ساختار نانومتخلخل در فرایند آلیاژزایی، یک مدل اتمی توسط Erlebacher و همکارانش در 2001 مطرح گردید.

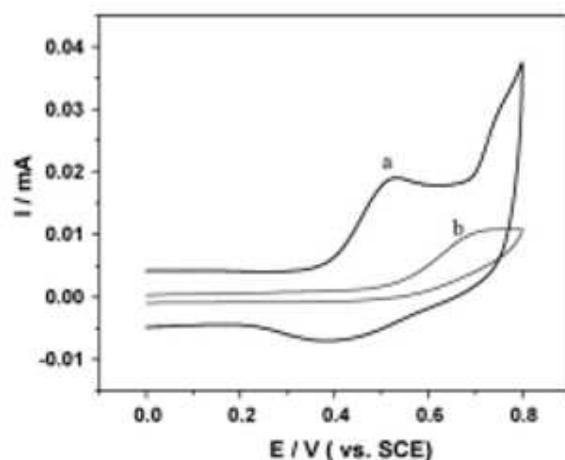


شکل 1-CV های NPG/GCE (a) و الکتروود برگه طلا (b) در 0.1M PBS با pH برابر 7.2، میزان اسکن برابر با 50 mV s^{-1} نمودار داخلی تصویر SEM NPG با اندازه منفذ تقریباً 40 نانومتر می باشد.

این مدل دربرگیرنده یک نوع جداسازی فاز بین سطحی بوده است که در آن اتم های نقره حل شده و اتم های طلای برجای مانده از سطح مشترک آلیاژ/الکتروولیت دچار سازماندهی مستقل شده و جزایری را (تخلخل نیز شکل می گیرد) شکل می دهند. وقتی تخلخل شکل گرفت، به دلیل انتشار سطحی به شدت سریع طلا در یک الکتروولیت، الیاژدایی بیشتر همچنان رخ می دهد. الیاژدایی می تواند به سهولت با صرفاً برداشت یک نمونه از اسید حکاکی کننده و انتقال آن به آب متوقف شود. اندازه منفذ/طناب از اینرو با تغییر زمان حکاکی قابل تنظیم است. با در نظر گیری اندازه منفذ NPG، نتایج قبلی نشان داده است که فعالیت کاتالیزوری NPG بستگی به اندازه منفذ NPG دارد. NPG با اندازه منفذ کوچکتر دارای فعالیت کاتالیزوری نسبتاً بالاتری بوده است ولیکن اندازه منفذ هرچه کوچکتر باشد، ساختار نانومتخلخل NPG بویژه در محیط اسیدی بی ثبات تر است. ساختار متخلخل باثبات تر بود وقتی که اندازه منفذ بیش از 30nm به دلیل یک حل کاملتر نقره بوده است. بعلاوه، یک اندازه منفذ نسبتاً بزرگ برای تثبیت یک انزیم ماکرومولکول و برای دسترسی آزاد به سوبستراهای مولکولی کوچک و کوفاکتورهای انزیم ضروری بوده است. بنابراین، NPG با اندازه منفذ تقریباً 40nm انتخاب گردیده است. نمودار داخل شکل 1 تصویر SEM نمونه NPG بوده است که با آلیاژدایی آلیاژ Au/Ag در HNO_3 تغلیظ شده برای 1.5 ساعت بدست آمده است. نتایج EDS نشان داده است که اتم های نقره در این NPG تقریباً کاملاً حذف گردیده است. ولتاموگرام چرخه ای CV در شکل 1 نشان داده است که سطح NPG فعالتر از ورقه خوب براساس این حقیقت بوده که هر دو پیک اکسیداسیون و احیای NPG/GCE به طور منفی در مقایسه با الکتروود برگه طلا تغییر کرده است. CV های $\text{K}_3[\text{Fe}(\text{CN})_6]$ در دو الکتروود (شکل S1 اطلاعات مکمل) نیز حاکی از آن بوده است که NPG/GCE یک انتقال الکترون سریعتری را نسبت به الکتروود برگه طلا نشان داده است، چرا که تفاوت پتانسیل بین پیک آندی و کاتدی در NPG/GCE (80mV) خیلی کمتر از الکتروود ورقه طلا (140mV) بوده است. همه اینها نشان می دهد که NPG یک کاندیدای خوبی به شکل یک ماده الکتروودی برای ساخت بیوسنسورها بوده است.

2-3- اکسیداسیون الکتروشیمیایی NADH و هیدروژن پراکسید و شناسایی آنها

ولتاموگرام چرخه ای NADH هم در NPG/GCE و هم در الکتروود ورقه طلا در شکل 2 نشان داده شده است. در الکتروود ورقه طلا، الکترواکسیداسیون NADH در پیک اندی در 0.72V تولید گردید. ولی در NPG/GCE، پیک اندی در 0.52V رخ داد. بعلاوه، جریان پیک در NPG/GCE تقریباً 2.3 برابر بالاتر از مال الکتروود ورقه طلا بوده است. کاهش برجسته در پتانسیل بیش از حد و افزایش پیک جریانی به طور مشهودی از فعالیت الکتروکاتالیزوری و در مساحت سطحی بزرگ NPG ناشی می شود.

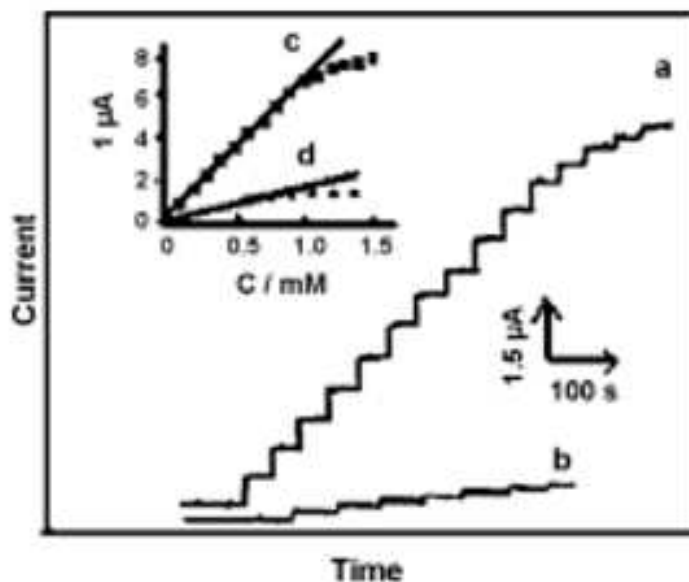


شکل CV-2 های NADH (1 میلی مول) در NPG/GCE (a) و الکتروود برگه طلا (b) در 0.1M PBS با pH برابر 7.2، میزان اسکن برابر با 50 mV s^{-1} .

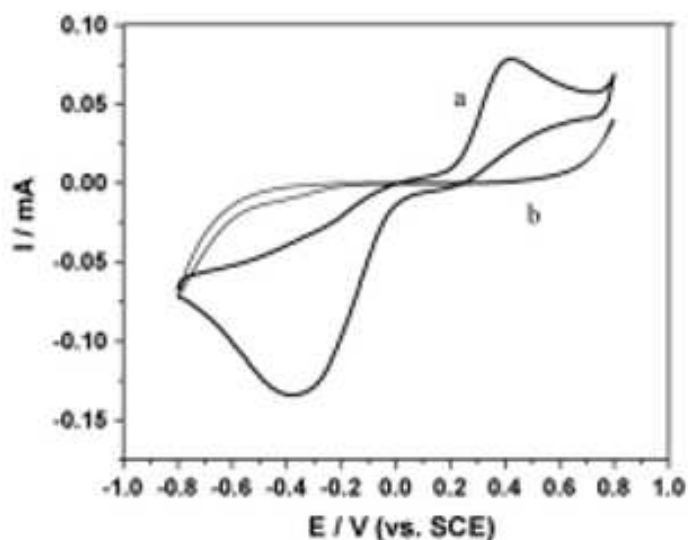
همانند جایگاه های کاتالیزوری NPG، Hvolbaek و همکارانش بحث کرده اند که براساس محاسبه تابع چگالی، فعالیت یک کاتالیزور طلا متکی به اتم های طلای با هماهنگی پایین می باشد یعنی اتم ها در گوشه و لبه های نانوذرات طلا. همین اواخر Zeis و همکارانش نیز گفته اند که براساس تحقیقات ایشان روی احیای الکتروکاتالیزوری اکسیژن در NPG، جایگاه های فعال NPG همان اتم های طلای واقع در جایگاه های دچار نقص (لبه های پلکانی) و نه بخشهایی از سطح کریستال است که در ناحیه هندسی واقع است (یعنی قسمت مسطح).

برای ارزیابی عملکرد تحلیلی NPG/GCE، ما پاسخ امپرنسجی را نسبت به اکسیداسیون NADH در NPG/GCE (در +0.5V، پیک پتانسیل نزدیک در NPG/GCE، ولی شروع پتانسیل در الکتروود ورقه طلا) با افزودن متوالی 0.1mM NADH (شکل 3) ثبت کرده ایم. در مقایسه با الکتروود ورقه طلا، NPG/GCE دامنه خطی وسیعتری

را (0.02-1.0mM)، با حد شناسایی پایین تر ($9.5\mu\text{M}$) و حساسیت بالاتر ($6.9\mu\text{A mM}^{-1}$) نشان داده است. بعلاوه، پاسخ امپرسنجی نسبت به NADH در NPG/GCE خیلی باثبات تر بوده است. برای یک محلول همزده شده 0.5mM NADH، پاسخ امپرسنجی در NPG/GCE در عرض 60 دقیقه به اندازه 80 درصد ارزش اولیه اش باقی ماند؛ درحالیکه در الکتروُد برِگه طلا، تنها 40 درصد از ارزش اولیه بدست آمد. این بدان معناست که NPG/GCE دارای مقاومت بهتری به خطا بوده است. این ویژگی برای کاربردهای دنیای واقعی خیلی جذاب بوده است. Compton و همکارانش گزارش دادند که در الکتروُد های بر پایه کربن جایگاه های با نقص صفحه ای- لبه ای فشرده روی مواد کربن دارای اثر مقاومت به خطا بوده اند. ما تصور می کنیم که احتمال داشته که جایگاه های دارای کمبود روی NPG (که همان جایگاه های فعال بوده است) بتواند همان اثر را داشته باشد.



شکل 3- منحنی های جریان-زمان بدست آمده در NPG/GCE (a) و الکتروُد برِگه طلا (b) در پتانسیل +0.5V به محض اضافه کردن متوالی 0.1mM NADH. نمودار داخلی: منحنی کالیبراسیون برای NADH در NPG/GCE (c) و الکتروُد ورقه طلای (d).

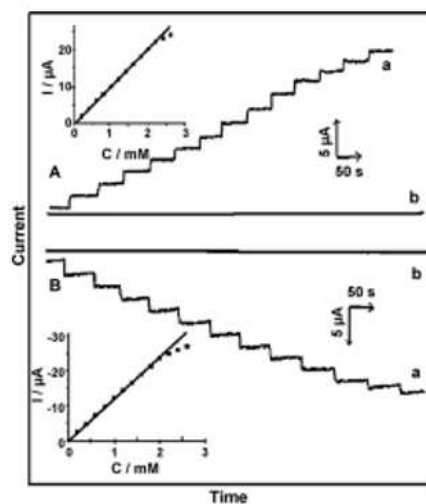


شکل CV-4 های H₂O₂ (4 میلی مول) در NPG/GCE (a) و الکتروود برگه طلا (b) در 0.1M PBS با pH برابر 7.2، میزان اسکن برابر با 50 mV s^{-1} .

بعلاوه کینتیک انتقال الکترونی بهبود یافته NPG و انتقال آزاد مواد واکنش دهنده و محصولات در ساختار متخلخل 3 بعدی NPG همچنین در قابلیت ثبات سیگنال بهبود یافته نقش داشته است. رفتارهای الکتروشیمیایی H₂O₂ در NPG/GCE و الکتروود برگه طلا در شکل 4 نشان داده شده است. در NPG/GCE، اکسیداسیون H₂O₂ در تقریباً 0.2V با یک پیک اکسیداسیون در تقریباً 0.4V شروع گردید. در الکتروود ورقه طلا، ولیکن، تقریباً هیچ سیگنالی مشاهده نگردید. برای کاهش H₂O₂ در NPG/GCE، با تقریباً 0 V با یک پیک در -0.35 V شروع کرده است. در الکتروود ورقه طلا، احیا در پتانسیل تقریباً -0.2V شروع گردید و سیگنال روی پتانسیل های -0.2V الی -0.6V خیلی هم پایین بود. همه این ها نشان داده است که NPG یک فعالیت الکتروکاتالیزوری بالاتری را برای هم اکسیداسیون و هم احیای H₂O₂ نشان داده است. که همانگونه که قبلاً گفته شد، ناشی از ساختار منحصر به فرد NPG می شود که دارای چگالی بالای جایگاه های صفحه ای -لبه ای مانند می باشد.

شکل 5 نشان دهنده پاسخ های امپرسنجی نسبت به H₂O₂ در NPG/GCE و الکتروود ورقه طلا طبق افزودن متوالی H₂O₂ میباشد. برای اکسیداسیون H₂O₂، پتانسیل به اندازه +0.4V (شکل 5A) تنظیم گردید. برای

احیا، پتانسیل در $0.15V$ -(شکل 5B) بوده است. همانگونه که نشان داده شد، NPG/GCE به تغییرات در غلظت H_2O_2 در دو پتانسیل خیلی حساس بوده است و به سرعت پاسخ می گوید (در عرض 5 ثانیه).



شکل 5-منحنی های جریان-زمان بدست آمده در NPG/GCE در (a) و الکتروود ورقه طلا (b) در پتانسیل $+0.4V$ و (A) و (B $-0.15V$) با افزودن متوالی پراکسید هیدروژن $0.2mM$. نمودار درونی: منحنی های کالیبراسیون برای پراکسید هیدروژن در NPG/GCE در دو پتانسیل.

ولیکن، هیچ پاسخ مشهودی در الکتروود ورقه طلا مشاهده نگردید. نتیجه گیری گردید که برای شناسایی امپرسنجی پتانسیل پایین و حساس، NPG/GCE بسیاری مزیت ها بر الکتروود ورقه طلا دارد.

3-3- قابلیت ثبات NPG/GCE و تداخلات ممکن

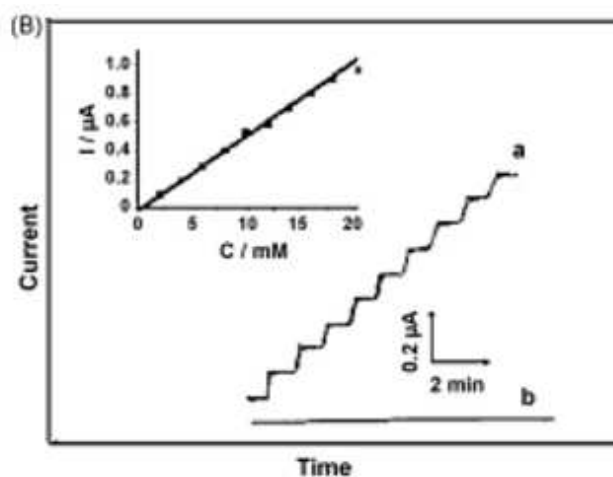
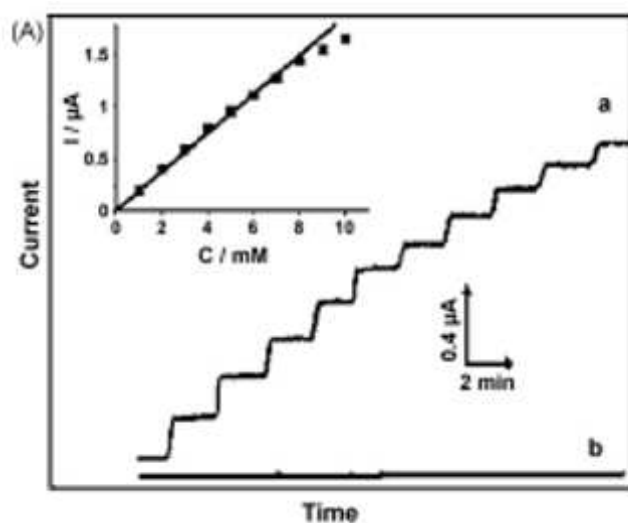
نظیر الکتروود ورقه طلا، NPG/GCE در درجه حرارت اتاق بسیار باثبات بوده است. برای $1mM$ یا $2mM$ H_2O_2 ، هیچ گونه تغییرات مشهودی در پاسخ جریان بعد از ده ماه ذخیره سازی NPG/GCE مشاهده نگردید. همچنین دریافتیم که $0.2mM$ اسیدآسکوربیک (AA) یا اسیداوریک (UA) برخی تداخلات را برای شناسایی $1mM$ NADH یا $2mM$ H_2O_2 در NPG/GCE داشته است. پوشاندن یک غشای نازک نافون به عنوان یک سد انتخابی موثر روی NPG/GCE می تواند تداخلات را حذف نماید.

3-4- به سمت کاربردهای بیوسنسی براساس الکترواکسیداسیون NADH و H_2O_2

هنگام مزدوج سازی با دهیدروژناز الکل ADH و گلوکز اکسیداز GOD، NPG/GCE می تواند برای شناسایی حساس اتانول و گلوکز براساس فعالیت الکتروکاتالیزوری بالای NPG برای الکترواکسیداسیون NADH و H₂O₂ استفاده شود. NPG نشان داده شده که یک حامل خوب برای یک انزیم (استیل کولین استراز و لاکاز) بوده است. منطق تثبیت یک انزیم براساس آرایش فضایی انزیم به میکروساختار NPG و تعامل احتمالی میان سطح طلا و انزیم از طریق یا گروه های -NH₂ (لیزین-طلا) یا اسیدامینه های حاوی سولفور روی انزیم (سیستئین-طلا) بوده است. به دلیل اندازه منفذ بزرگ NPG استفاده شده، وقتی انزیم ها با سطح متخلخل تعامل می یابند، انزیم ها دارای درجات کافی آزادی برای گرفتن یک جهت ترجیح داده شده هستند. در مقایسه با طلای صفحه ای برای تثبیت انزیم ها، NPG همچنین دارای مزیت های ذیل می باشد: 1) مساحت سطح بزرگ آن باعث می شود که انزیم های بیشتری تثبیت شوند که برای پاسخ سریع و سیگنال بزرگ یک الکتروود انزیم مهم می باشد. 2) ساختار متخلخل در مقیاس نانوی آن برای آبشویی انزیم نامطلوب است 3) انزیم های تثبیت شده در NPG به دناتوره سازی القایی زمانی و حرارتی مقاومتر بوده اند. این اثر تثبیت سازی خیلی مشابه آنی است که وقتی ماده مبتنی بر سیلیکات یا کربن متخلخل به شکل حامل برای تثبیت انزیم استفاده شده بود، مشاهده گردید.

برای تبدیل سریع اتانول، مقادیر بارگذاری شده ADH و افزوده شده NAD کوفاکتور آن به طور جداگانه بهینه سازی گردید. برای 5mM از اتانول، پاسخ آمپرسنجی نافینون/GCE/ADH-NPG با افزایش مقدار ADH بارگذاری شده افزایش یافته است (از 0.01 به 0.09mg از ADH، [NAD*]=2mM). بارگذاری انزیمی بالاتر برای افزایش هزینه بیوسنسور در نظر گرفته نشد. در یک بارگذاری ADH به اندازه 0.09mg، سیگنال کنونی به طور خطی با غلظت NAD* از 0.2 به 3.5mM افزایش یافت و بعد تعدیل گردید (داده ها نشان داده نشده است). از اینرو، 0.09mg از ADH و 3.5mM از NAD* جوری انتخاب گردید که منحنی کالیبراسیون اتانول ایجاد شود. طبق شکل 6A، نافینون/GCE/ADH-NPG سریعاً (در عرض 10s) طی دامنه غلظت اتانول مطالعه شده به اندازه 1-8mM پاسخ گفت. منحنی کالیبراسیون خطی بود (R=0.997) و حساسیت به اندازه $0.19 \mu\text{A} \cdot \text{mM}^{-1}$ و حد شناسایی به اندازه $120 \mu\text{M}$ (S/N=3) داشت. AA یا UA در یک سطح فیزیولوژیکی به اندازه 0.2mM هیچ گونه تداخلی را با شناسایی اتانول (2mM) در pH به اندازه 7.2 در نافینون/GCE/ADH-NPG نشان نداده بود. این امر باید به غشای نافینون نسبت داده شود که به شکل یک مانع انتخابی اصلی موثر عمل کرده است. نتایج ما

در نافیون/GCE/ADH-NPG قابل تکرار بود. برای اتانول 2mM، سیگنال جریان متوسط پنج نافیون-/ADH- GCE/NPGها (تهیه شده به همین طریق) برابر با $0.4\mu\text{A}$ با انحراف استاندارد نسبی 4.5% بوده است.



شکل 6-A) منحنی های جریان-زمان بدست آمده در نافیون/GCE/ADH-NPG. (a) و نافیون/ADH/الکتروود طلا (b) با افزودن متوالی اتانول 1mM در +0.5V. الکتروولیت: 0.1mM pH 7.2 PBS حاوی 3.5mM NAD^+ . نمودار داخلی: منحنی های کالیبراسیون اتانول در نافیون/GCE/ADH-NPG. (B) منحنی های جریان-زمان بدست آمده در نافیون/GCE/GOD-NPG (a) و نافیون/GOD/الکتروود برگه طلا. (b) با افزودن متوالی 2mM گلوکز در +0.4V. الکتروولیت: اشباع هوا 0.1M pH 7.2 PBS. نمودار داخلی: منحنی کالیبراسیون گلوکز در نافیون/GCE/GOD-NPG.

برای بیوسنسورسازی گلوکز، مقدار GOD افزوده شده ابتدا بهینه سازی گردید (محللول پایه همیشه اشباع از هوا بود). برای 20mM گلوکز، یک بارگذاری GOD به اندازه 0.08mg برای تبدیل سریع گلوکز و پاسخ سریع نافیون/GCE/GOD-NPG/ی H₂O₂ مناسب بوده است. شکل 6B نمایشی از پاسخ های جریان-زمان گلوکز در نافیون/GCE/GOD-NPG/ و نافیون/GOD/الکتروود ورقه طلا در pH برابر با 7.2 (پتانسیل اعمال شده +0.4V) می باشد. برای اجتناب از هر گونه تداخل احتمالی اکسیژن، یک سیگنال جریان از الکترواکسیداسیون (و نه احیای الکترونی) H₂O₂ در پتانسیل بالا نظارت گردید. همانگونه که در شکل 6B، نافیون/GOD/الکتروود ورقه طلا پاسخ اندکی به هر افزودن گلوکز داده است، ولیکن سیگنال در نافیون/GOD-NPG/الکتروود GCE به قدر کافی برای اندازه گیری صحیح به دلیل فعالیت الکتروکاتالیزوری NPG نسبت به H₂O₂ بزرگ بوده است. سیگنال جریان در نافیون/GCE/GOD-NPG/ به یک حالت ثابتی در عرض 10 ثانیه رسید. دارای دامنه خطی خوبی از 1 تا 18 میلی مول (R=0.996) برای حسگری گلوکز با یک حساسیت $0.049 \mu A mM^{-1}$ و یک حد شناسایی به اندازه $196 \mu M$ (S/N=3) بوده است. همانند یک نافیون/GCE/ADH-NPG/، سطح فیزیولوژیکی AA (0.2mM) و UA (0.2mM) تنها منجر به پاسخ آمپرسنجی قابل چشم پوشی در نافیون/GCE/GOD-NPG/ به دلیل وجود غشای نافیون می شود که به شکل یک مانع با نفوذپذیری انتخابی موثر عمل کرده است. هم اینها حاکی از آنست که بیوسنسور مبتنی بر NPG می تواند نیاز به شناسایی سریع و ثابت گلوکز پلاسمایی (حدود 3 الی 8 میلی مول) را مرتفع سازد. بعلاوه، نافیون/GCE/GOD-NPG/ همچنین قابل تکثیر بوده است. برای گلوکز 5mM، متوسط سیگنال جریان نافیون/GCE/GOD-NPG/ (تهیه شده به همان شیوه) برابر با $0.28 \mu A$ با یک انحراف استاندارد نسبی برابر با 4.2% بوده است. یکنواختی منافذ و طنابهای توزیع شده در NPG احتمالاً باید مسئول قابلیت تکثیر خوب باشد.

بعد از یک ماه ذخیره سازی در 4 درجه سانتیگراد، نافیون/GCE/ADH-NPG/ و نافیون/GCE/GOD-NPG/ به ترتیب 5.0 و 4.2 درصد پاسخ کنونی را از دست دادند. این بدان معناست که بیوسنسورهای مبتنی بر NPG اصلاح شده-انزیم نیز باثبات بودند. قابلیت ثبات خوب الکترودهای انزیم باید به قابلیت ثبات عالی NPG و اثر حفاظتی (ثبیت) ساختار نانومتخلخل آن روی ساختار انزیم ها نسبت داده شود. برای روایی سازی صحت بیوسنسورهای حاضر، دو نمونه واقعی (لیکور و تزریق گلوکز) تست شده و نتایج بدست آمده با استفاده از

بیوسنسورهای حاضر با مال آنهایی که با استفاده از روش فارماکوپه چینی بدست آمده است مقایسه گردید. طبق جدول S-1 (اطلاعات مکمل)، نتایج ما در موافقت خوبی با نتایج روش فارماکوپه بوده است. همچنین ما مشخصات تحلیلی بیوسنسورهای حاضر را با داده های متون علمی مقایسه کرده ایم. به دلیل استفاده گسترده از کلونید طلا، نانولوله و کربن مزومتخلخل در طراحی سنسور الکتروشیمیایی، این سنسورهای الکتروشیمیایی مبتنی بر ماده برای مقایسه انتخاب گردیدند. سنسورهای حاضر با آندسته سنسورها از لحاظ دامنه خطی، محدوده شناسایی و حساسیت قابل مقایسه بودند (جدول S-2، اطلاعات مکمل). بعلاوه، بیوسنسورهای مبتنی بر NPG دارای مزیت های ذیل می باشند: 1) هیچ تجمع ذره ای در NPG وجود ندارد که منجر به تثبیت بهتر گردد. 2) NPG خیلی تهیه و رسیدگی آسانی دارد و هیچ ماده همبندی برای ساخت سنسور مبتنی بر NPG نیاز نیست. 3) ساختار متخلخل تمیز و قابل تکثیر آن نه تنها قابلیت تکثیر و عملکرد تحلیلی سنسورهای زیستی را بهبود می دهد بلکه باعث ثبات انزیم ها می شود.

4- نتیجه گیری ها

در مطالعه کنونی، NPG به عنوان ماده الکتروود برای ساخت بیوسنسورها استفاده گردید. در مقایسه با الکتروود ورقه طلا، NPG/CGE الکتروکاتالیز به شدت تقویت شده ای را نسبت به NADH و H₂O₂ نشان داده است که باعث گردید NPG/GCE یک سنسور امپرنج حساس برای شناسایی NADH یا H₂O₂ بشود. وقتی با ADH و GOD مزدوج سازی شوند، بیوسنسورهای مبتنی بر NPG اصلاح شده -انزیم آماده سازی گردیدند. نافیون-/ADH NPG/GCE و نافیون/NPG-GOD عملکرد تحلیلی خوبی را برای بیوسنس شدن اتانول و گلوکز به دلیل خصوصیات فیزیکی و شیمیایی منحصر به فرد NPG نشان داده اند. در مقایسه با نانوذرات طلائی که اغلب استفاده شده است، NPG برخی مزیت ها را به شیوه ای حفظ کرده است که می تواند به سهولت آماده سازی، بازیابی و بازیافت شود. این ها باعث شده که NPG ماده مشهور دیگری برای ساخت سنسورهای الکتروشیمیایی/بیوسنسورها شود.

پیوست A-داده های مکمل مربوط به این مقاله را در نسخه آنلاین این مقاله به شماره

می توان پیدا کرد. [doi:10.1016/j.bios.2009.03.011](https://doi.org/10.1016/j.bios.2009.03.011)

References

- Banks, C.E., Compton, R.G., 2005. *Analyst* 130, 1232–1239.
- Bard, A.J., Faulkner, L.R., 1980. *Electrochemical Methods—Fundamental and Applications*. John Wiley and Sons, New York.
- Ding, Y., Kim, Y.J., Erlebacher, J., 2004. *Adv. Mater.* 16, 1897–1900.
- Erlebacher, J., Aziz, M., Karma, A., 2001. *Nature* 410, 450–453.
- Hvolbæk, B., Janssens, T.V.W., Clausen, B.S., Falsig, H., Christensen, C.H., Nørskov, J.K., 2007. *Nanotoday* 2, 14–18.
- Jena, B.K., Raj, C.R., 2006. *Anal. Chem.* 78, 6332–6339.
- Manesh, K.M., Santhosh, P., Gopalan, A., Lee, K.P., 2008. *Talanta* 75, 1307–1314.
- Manso, J., Mena, M.L., Yanez-Sedeno, P., Pingarron, J.M., 2008. *Electrochim. Acta* 53, 4007–4012.
- Pingarron, J.M., Yanez-Sedeno, P., Gonzalez-Cortes, A., 2008. *Electrochim. Acta* 53, 5848–5866.
- Qiu, H.J., Xu, C.X., Huang, X.R., Ding, Y., Qu, Y.B., Gao, P.J., 2008. *J. Phys. Chem. C* 112, 14781–14785.
- Qiu, H.J., Xu, C.X., Huang, X.R., Ding, Y., Qu, Y.B., Gao, P.J., 2009. *J. Phys. Chem. C* 113, 2521–2525.
- Shulga, O.V., Jefferson, K., Khan, A.R., D'Souza, V.T., Liu, J.Y., Demchenko, A.V., Stine, K.J., 2007. *Chem. Mater.* 19, 3902–3911.
- Sotiropoulou, S., Vamvakaki, V., Chaniotakis, N.A., 2005. *Biosens. Bioelectron.* 20, 1674–1679.
- Vamvakaki, V., Chaniotakis, N.A., 2007. *Biosens. Bioelectron.* 22, 2650–2655.
- Wang, J., 2005. *Electroanalysis* 17, 7–14.
- Wang, J., Musameh, M., 2003. *Anal. Chem.* 75, 2075–2079.
- Wang, J., Musameh, M., Lin, Y., 2003. *J. Am. Chem. Soc.* 125, 2408–2409.
- Xu, C.X., Su, J.X., Xu, X.H., Liu, P.P., Zhao, H.J., Tian, F., Ding, Y., 2007. *J. Am. Chem. Soc.* 129, 42–43.
- Yin, H.M., Zhou, C.Q., Xu, C.X., Liu, P.P., Xu, X.H., Ding, Y., 2008. *J. Phys. Chem. C* 112, 9673–9678.
- Zeis, R., Lei, T., Sieradzki, K., Snyder, J., Erlebacher, J., 2008. *J. Catal.* 253, 132–138.
- Zhang, J.T., Liu, P.P., Ma, H.Y., Ding, Y., 2007. *J. Phys. Chem. C* 111, 10382–10388.
- Zhou, M., Shang, L., Li, B.L., Huang, L.J., Dong, S.J., 2008. *Biosens. Bioelectron.* 24, 442–447.

برای خرید فرمت ورد این ترجمه، بدون واتر مارک، اینجا کلیک نمایید.



این مقاله، از سری مقالات ترجمه شده رایگان سایت ترجمه فا میباشد که با فرمت PDF در اختیار شما عزیزان قرار گرفته است. در صورت تمایل میتوانید با کلیک بر روی دکمه های زیر از سایر مقالات نیز استفاده نمایید:

لیست مقالات ترجمه شده ✓

لیست مقالات ترجمه شده رایگان ✓

لیست جدیدترین مقالات انگلیسی ISI ✓

سایت ترجمه فا ؛ مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده از نشریات معتبر خارجی