ارتقاء عملکرد حسگر زیستی گلوکوز با استفاده از نانوذرات کلوئیدی طلا

ناهید حسین‌فخرآبادی[۱]، افشین فرح‌بخش[۲*]، علی‌اصغر روحانی[۱]، سعید سهرابی[۲]

۱- شاهرود، دانشگاه آزاد اسلامی واحد شاهرود، دانشکده مهندسی، گروه مهندسی شیمی

۲- قوچان، دانشگاه آزاد اسلامی واحد قوچان، دانشکده مهندسی، گروه مهندسی شیمی

پیام نگار: **afshin.farahbakhsh@gmail.com**

چکیده

حسگر الکتروشیمیایی گلوکوز اکسیداز یکی از بهترین روش‌های شناسایی مقادیر کم گلوکوز است و بکارگیری نانوذرات کلوئیدی طلا به عنوان یک ماده مکمل در ساختار حسگر زیستی، می‌تواند در افزایش بازدهی و عملکرد بهینه مؤثر باشد. در این مقاله، الکترود حسگر زیستی با عنوان الکترود تخمیری کربن اصلاح شده با نانوذرات کلوئیدی طلا (A_{unano}/CPE) با استفاده از پودر گرافیت کربن، روغن پارافین و نانوذرات کلوئیدی طلا (24nm) تهیه گردیده و با الکترود تخمیری کربن (CPE) مقایسه شده است. در غشاءهای نیمه‌تراوایی، برای هریک از الکترودها، ترکیب ۱ میلی‌لیتر بافر فسفات ۰/۱ مولار با pH معین و ۱۰ میلی‌گرم آنزیم گلوکوز اکسیداز در اطراف الکترودها قرار داده شده است. در پتانسیل یکسان ۰/۷ ولت، حسگرهای زیستی توسط گلوکوز با محدودهٔ غلظت (۱-۰) میلی‌مولار و مقادیر مختلف pH (۸و۶و۴) مورد آزمون قرار گرفته‌اند که نتیجه آن تولید بیشترین جریان و ردیابی گلوکوز در pH=۶ و غلظت ۱ میلی مولار به عنوان بهینه‌ترین شرایط، بوده است. جریان‌سنجی حاصل از هر دو حسگر زیستی مورد مقایسه قرارگرفته‌اند که نهایتاً استفاده از نانوذرات کلوئیدی طلا در ساختار الکترود (Aunano/CPE) منجر به افزایش رسانایی و جریان‌سنجی حسگر زیستی شده است.

کلمات کلیدی: نانوذرات کلوئیدی طلا، جریان‌سنجی، حسگر زیستی، گلوکوز، گلوکوزاکسیداز

۱- مقدمه

فن‌آوری حسگر زیستی توسعه امیدوارکننده‌ای در پژوهش‌های زیست تحلیلی به همراه داشته است. حسگرها یا حسگرهای زیستی برای نمایش آنالیت‌های مختلف در هر زمان استفاده می‌شوند بر همین اساس در سال (۲۰۱۲) در کشورچین بر اساس پژوهشی، الکترود حسگر زیستی کربن شیشه‌ای (GC)، نانولوله کربنی چندجداره (MWCNT)، دی اکسید تیتانیم (TiO_2)، هیدروکسی آپاتیت و آنزیم گلوکوزاکسیداز (GOX) ساخته شد[۱]. یک حسگر شیمیایی دارای بخش‌های گیرنده، مبدل و جداکننده است. گیرنده یا عنصر زیست‌شناختی مانند آنزیم، اتصال زیست‌شیمیایی با جزء قابل اندازه‌گیری برقرار می‌کند، مبدل، جزء قابل اندازه‌گیری را به سیگنال‌های نوری یا الکتریکی تبدیل می‌کند و جداکننده هم

www.SID.ir

می‌توانـد ماننـد غـشاء عمـل کنـد [۲]. در سـال ۲۰۱۲ در کـشور آفریقای جنوبی براساس پژوهشی الکتـرود حـسگر زیـستی برپایـه کربن شیشه‌ای، نانولوله کربنـی چندجـداره، نـانوذره نیکـل، آنـزیم گلوکوز اکسیداز ساخته شد و میزان گلوکوز در ترکیب با استفاده از سـیگنال‌هـای الکتریکـی و بـه صـورت آمپرسـنجی انـدازه‌گیـری گردید[۳]. در ادامـهٔ تحقیقـات در ایـن زمینـه، در سـال ۲۰۱۱ در کشور تایوان حسگر زیستی براساس الکترود کاری کربن شیـشه‌ای، گلوترآلدهید (GA) و نانولوله کـربن (چندجـداره-ژلاتـین) و آنـزیم گلوکوزاکسیداز (GOX) ساخته شد[۴]. حسگرهای زیستی گلوکـوز یکی از موفق‌ترین حسگرهای زیستی در شناسایی مقادیر بسیار کم ترکیبات شیمیایی ماننـد گلوکـوز اسـت کـه بـا دخالـت ترکیبـات مختلف مانند طلا، پلاتین، نانوتیوب‌هـای کـربن و ترکیبـات دیگـر، بازدهی و حساسیت آن تا حد بسیار زیادی افزایش مـی‌یابـد[۸-۵]. جریان‌سنجی ایـن حـسگرهای زیـستی بـر اسـاس عملکـرد آنـزیم گلوکوزاکسیداز (GOX) و مبادله الکترون اسـت. در آنـزیم گلوکـوز اکسیداز، گروه اکسید و احیا فلاوین آدنـین دی نوکلئوتیـد (FAD) است که دچار اکسید و احیا می‌شوند، بنابراین در برقراری جریـان، باید ارتباط الکتریکی رضایت‌بخشی بین مکان فعـال آنـزیم FAD و سطح الکترود برقرار شود. حسگرهای زیستی آمپرومتریـک گلوکـوز عمدتا از تثبیت آنزیم گلوکوز اکسیداز در بسترهای مختلـف ماننـد پلی اکریل آمید حـبس شـده بـر روی سـطح الکترودهـای کـاری، تشکیل می‌شوند. در حضور گلوکـوز و اکـسیژن و آنـزیم بـه عنـوان کاتالیزور زیست‌شناختی این سیستم بر پایه معادله واکنش (۱) بـه انجام می‌رسد:

$$\text{گلوکوز} + O_2 \xrightarrow{\text{گلوکوز اکسیداز}} \text{اسید گلوکورونیک} + H_2O_2 \qquad (۱)$$

حضور آنزیم باعث می‌شود گلوکوز در محلول به سرعت اکـسیژن را مصرف کند و نفوذ اکسیژن به سطح الکترود کمکی پلاتین کـاهش پیدا کند و ترکیباتی مانند اسید گلوکورونیک و پراکسید هیـدروژن تولید شـود. تجزیـه پراکـسید هیـدورژن در جـوار الکتـرود شـاهد (Ag/AgCl) طبق معادله واکنش (۲)، تولید دو الکترون آزاد می‌کند که عامل اصلی تولید جریان است. تا هنگامی که آنزیم تثبیت شـده باشد و اکسیژن به اندازهٔ کافی وجود داشته باشد، رابطهٔ بین جریان و غلظت گلوکوز خطی است[۹].

$$H_2O_2 \xrightarrow{(Ag/Agcl)} O_2 + 2H^+ + 2e^- \qquad (۲)$$

اصلاح الکترود کاری بـا اسـتفاده از نـانوذرات در ابعـاد مختلـف بـا ویژگی‌های منحصر به فرد تـا کنـون توانـسته اسـت سـبب بهبـود عملکرد حسگرهای زیـستی، افـزایش میـزان حـساسیت و کـاهش مقاومت الکترود در مسیر انتقال الکترون شده است، از جملـه ایـن نانو ذرات می‌توان از نـانوذرات نقـره و طـلا و روی نـام بـرد کـه در ساختارهای مختلف برای اصلاح خواص الکتریکی و رسانایی الکترود ها بکار گرفته شده‌اند [۱۲-۱۰]. نانوذرات کلوئیدی طلا یک کلوئید فلزی است و به شکل‌های متفاوت در ساختار الکتـرود حـسگرهای زیستی به کار رفته است. به وسیله نانوذرات کلوئیدی طلا اثر ایزوله الکتریکی در پوسته پروتئینی آنزیم گلوکوز اکسیداز کاهش یافتـه و انتقال الکترون‌ها افزایش می‌یابد [۱۳،۱۴]. الکترون تولید شـده در اثر اعمال ولتاژ ثابت بر دو طرف الکترود کاری و شاهد به حرکت در آمده و این جابجایی الکترون تولید جریان الکتریکـی مـی‌کنـد کـه توسط دستگاه آمپرسنج، قابل اندازه‌گیـری اسـت. میـزان الکتـرون انتقال یافته و یا جریان تولیدی نشان‌دهندهٔ میزان گلوکـوز واکـنش داده شـده و غلظـت گلوکـوز در نمونـه اسـت [۱۵]. در ایـن مقالـه عملکرد دو حسگر زیـستی در شـرایط کـاملاً یکـسان، بـا یکـدیگر مقایسه شده‌اند، با این تفاوت که در ساختار الکتـرود یکـی از آنهـا، نانوذرات کلوئیدی طلا استفاده شده است. این حـسگرهای زیـستی با قرار گرفتن در شرایط یکسان جریـان‌سـنجی، عملکـرد متفـاوتی داشته و استفاده از نانوذرات کلوئیدی طلا سبب افزایش رسـانایی و ایجاد جریان‌سنجی بهتری شده است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱ مواد

گلوکوز (خلوص ۹۸٪ و وزن مولکولی ۱۹۸/۱۷ گرم بر مول)، روغـن پـارافین، دی پتاسـیم هیـدروژن فـسفات (K_2HPO_4) و پتاسـیم هیدروژن فسفات (KH_2PO_4) بـرای تهیـه بـافر فـسفات ۰/۱ مـولار (تهیـه شـده از شـرکت Merck)، آنـزیم گلوکـوز اکـسیداز ((Ku/mg)۳۵/۵) و نانوذرات کلوئیدی طـلا (Au>٪۴۸ و در حـدود ۲۴nm) (تهیه شده از شرکت Sigma)، پودر گرافیت کربن (خـالص، مش<۳۲۵) (تهیه شده از شرکت Sigma).

Archive of SID

www.

۲-۲ روش‌ها

۲-۲-۱ آماده‌سازی الکترود

ابتدا پودر گرافیت کربن در کوره در دمای ۷۰۰°C به مدت ۳۰ ثانیه قرار داده شده است تا مواد فرار و جاذب از پودر گرافیت جدا شده و فعالیت سطحی افزایش یابد، سپس به مدت ۱ ساعت در دسی‌کاتور قرار داده شده است. این پودر ماده اولیه ساخت الکترود است. CP (خمیر کربن)، با افزودن ۱۰۰ میلی‌گرم پودر گرافیت کربن به ۳۶ میکرولیتر روغن پارافین بر طبق مقاله [۱۶] تهیه شده است. CP اصلاح شده با نانوذرات کلوئیدی طلا، با افزودن ۳۰۰ میکرولیتر نانوذرات کلوئیدی طلا به ۱۰۰ میلی‌گرم پودر گرافیت کربن تهیه و بعد از تبخیر آب این مخلوط در دسی‌کاتور به مدت ۳ ساعت، ۳۶ میکرولیتر روغن پارافین به آن اضافه گردیده است. با وارد کردن بخشی از این مخلوط‌ها به طور مجزا، در میله‌های شیشه‌ای به قطر داخلی ۴ میلی‌متر، الکترود CPE و (Au_{nano}/CPE) آماده گردیده و ارتباط الکتریکی با آمپرسنج توسط یک سیم مسی قرار گرفته در داخل الکترودها انجام شده است. هنگامی که این الکترودها قابل استفاده نیستند، در دمای ۴°C نگهداری می‌شوند.

۲-۲-۲ آماده‌سازی آنزیم و ساخت حسگر زیستی

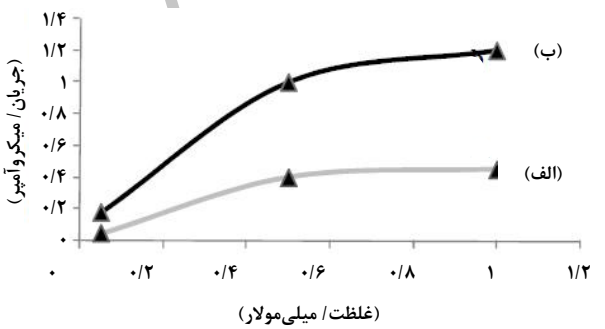
با اکسید شدن گلوکوز توسط آنزیم گلوکوز اکسیداز و تولید گلوکورونیک اسید، pH محیط واکنش کاهش یافته است. برای جلوگیری از تغییرات شدید pH و حفظ فعالیت آنزیم، مقدار معینی از آن در بافر فسفات قرارداده شده است. برای تهیه بافر فسفات ۰/۱ مولار از K_2HPO_4 و KH_2PO_4 استفاده شده و pH آن با H_3PO_4 و NaOH تنظیم گردیده است. به طور مجزا در غشاهای نیمه‌تراوا ۱۰ میلی‌گرم آنزیم گلوکوز اکسیداز با ۱ میلی‌لیتر بافر فسفات (PBS) ۰/۱ مولار ترکیب و به صورت پوششی به دور هر یک از الکترودهای CPE و (Au_{nano}/CPE) محکم شدند، سپس حسگرهای زیستی ساخته شده برای جریان‌سنجی در محلول گلوکوز با محدودهٔ غلظت (۱-۰) میلی‌مولار قرار گرفته است.

۳- نتایج و بحث

۳-۱ اندازه‌گیری جریان

جریان‌سنجی حسگرهای زیستی از طریق الکترود مرجع (Ag/AgCl)، الکترود CPE و الکترود (Au_{nano}/CPE) در دمای اتاق به طور مجزا انجام گردیده است. محلول گلوکوز با غلظت‌های معین برای جریان‌سنجی حسگرهای زیستی تهیه شد و با اعمال پتانسیل یکسان ۰/۷ولت به هر دو حسگر زیستی، جریان تولیدی توسط آمپرسنج اندازه‌گیری شده است.

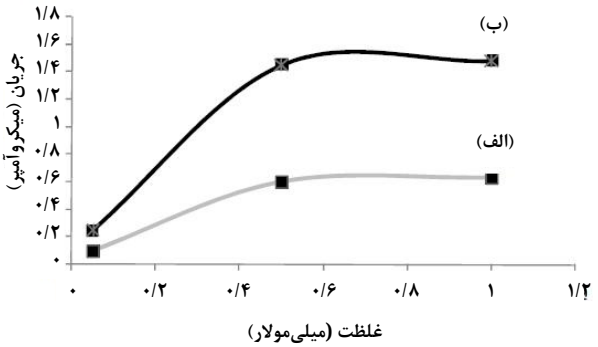
در شکل (۱) جریان‌سنجی حسگر زیستی بر حسب غلظت گلوکوز با عملکرد متفاوت دو الکترود CPE و (Au_{nano}/CPE) نشان داده شده است. منحنی‌ها نشان می‌دهند که غلظت سوبسترا (گلوکوز) روی فعالیت آنزیم گلوکوز اکسیداز تأثیر دارد. در غلظت‌های بسیار کم سوبسترا، همه جایگاه‌های فعال آنزیم توسط سوبسترا پر نخواهد شد و فعالیت آنزیم کم خواهد بود. با افزایش تدریجی غلظت سوبسترا، فعالیت آنزیمی افزایش می‌یابد، تا زمانی که در یک غلظت معین، کلیه جایگاه‌های فعال آنزیم با سوبسترا پر گردد و فعالیت آنزیم به حداکثر مقدار خود در شرایط عملیاتی برسد. در این شکل منحنی b (عملکرد الکترود (Au_{nano}/CPE)) به دلیل داشتن نانوذرات کلوئیدی طلا دارای جریان‌های بالاتری نسبت به منحنی a (عملکرد الکترود CPE) است. ماکزیمم پاسخ جریان الکترودهای CPE و (Au_{nano}/CPE) در بافر فسفات با pH=۴، به ترتیب ۰/۴ و ۱/۲ میکروآمپر است که این مقادیر نشان‌دهندهٔ عملکرد متفاوت دو الکترود در پتانسیل و pH یکسان است. در شکل (۲) جریان‌سنجی حسگر زیستی بر حسب غلظت گلوکوز، با عملکرد متفاوت دو الکترود CPE و (Au_{nano}/CPE) نشان داده شده است. در این شکل منحنی b (عملکرد الکترود (Au_{nano}/CPE)) به‌دلیل داشتن نانوذرات کلوئیدی طلا دارای جریان‌های بالاتری نسبت به منحنی a (عملکرد الکترود CPE) می‌باشد.



شکل ۱- جریان‌سنجی حسگر زیستی بر حسب غلظت گلوکوز در بافر فسفات با pH=۴ ، (الف) الکترود CPE و (ب) الکترود (Au_{nano}/CPE)، اعمال پتانسیل ثابت ۰/۷ ولت

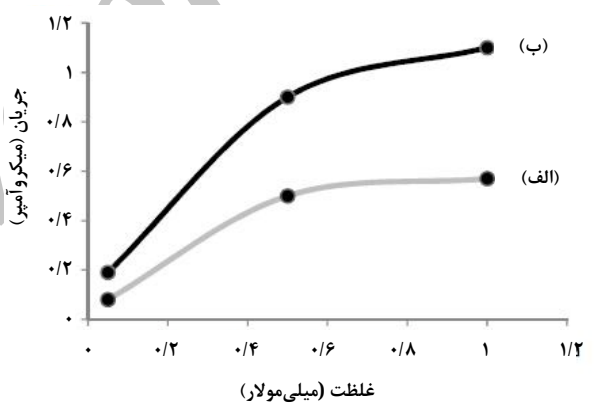
Archive of SID

www.SID.ir



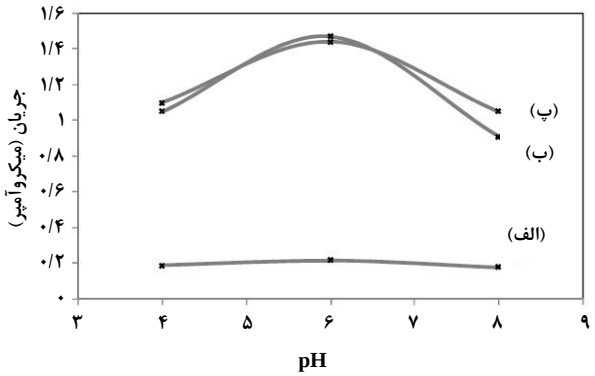
شکل ۲- جریان‌سنجی حسگر زیستی بر حسب غلظت گلوکوز در بافر فسفات با pH=۶ ، (الف) الکترود CPE و (ب) الکترود (Au_{nano}/CPE)، اعمال پتانسیل ثابت ۰/۷ ولت

همچنین بر طبق شکل (۲) ماکزیمم جریان الکترودهای CPE و (Au_{nano}/CPE) در بافر فسفات با pH=۶، به ترتیب ۰/۷و ۱/۵۸ میکروآمپر است که عملکرد این دو الکترود در ولتاژ و pH یکسان تفاوت زیادی با یکدیگر داشته است.



شکل ۳- جریان‌سنجی حسگر زیستی بر حسب غلظت گلوکوز در بافر فسفات با pH=۸، (الف) الکترود CPE و (ب) الکترود (AU_{nano}/CPE)، اعمال پتانسیل ثابت ۰/۷ ولت

در شکل (۳) جریان‌سنجی حسگر زیستی بر حسب غلظت گلوکوز، با عملکرد متفاوت دو الکترود CPE و (Au_{nano}/CPE) نشان داده شده است. بر طبق این شکل، ماکزیمم جریان الکترودهای CPE و (Au_{nano}/CPE) در بافر فسفات با pH=۸ به ترتیب ۰/۶و ۱/۱ میکروآمپر است. در این شکل، منحنی b (عملکرد الکترود (Au_{nano}/CPE)) به دلیل داشتن نانوذرات کلوئیدی طلا دارای جریان‌های بالاتری نسبت به منحنی a (عملکرد الکترود CPE) می‌باشد، یعنی الکترود کربن اصلاح شده با نانوذرات کلوئیدی طلا به دلیل فعالیت الکتروکاتالیستی بالای نانوذرات، محیطی مناسب را برای حرکت مستقیم الکترون‌ها فراهم کرده و با رسانایی قوی‌تر سبب تسریع و تسهیل الکترون‌ها، جریان‌های بزرگتر و نهایتاً ردیابی بهتر گلوکوز شده است. با بررسی این جریان‌سنجی‌ها حضور مثبت نانوذرات کلوئیدی طلا به اثبات رسیده و الکترود (Au_{nano}/CPE) بعنوان الکترود مناسب انتخاب شده است.



شکل ۴- جریان‌سنجی حسگر زیستی در مقادیر (الف) (mM) C=۰/۰۵؛ (ب) (mM) C=۰/۵؛ (پ) (mM) C=۱، گلوکوز بر حسب pH

با استفاده از شکل (۴) و مقایسه نمودارهای رسم شده برای غلظت‌های مختلف در نمودار pH برحسب جریان مشخص میگردد که در pH=۶ بیشترین میزان جریان بدست آمده و هر چه میزان غلظت گلوکوز در نمونه افزایش می یابد آمپر تولیدی بیشتر است. این نشان‌دهنده دستیابی به شرایط بهینه است که در آن شرایط بیشترین جریان تولید و بیشترین میزان شناسایی گلوکوز تحقق یافته است.

۴- بحث و نتیجه‌گیری

بررسی عملکرد این حسگرهای زیستی با دو الکترود متفاوت، نشان داده است که در عملکرد هر دو حسگر زیستی در غلظت‌های بسیار کم گلوکوز، میزان فعالیت آنزیم کمتر است، سپس با افزایش تدریجی غلظت گلوکوز، فعالیت آنزیمی افزایش می‌یابد، تا زمانی که در یک غلظت معین، کلیه جایگاه‌های فعال آنزیم با مولکول‌های گلوکوز پر شده و فعالیت آنزیم به حداکثر مقدار خود برسد. نتایج

Archive of SID

جریان‌سنجی این حسگرهای زیستی نشان داده است که با افـزایش غلظت گلوکوز از میزان معینی به بعد، واکنش آنزیمی به مرحلـه‌ای رسیده که سرعت آن با افزودن غلظت گلوکوز تغییر نکـرده و ثابـت می‌ماند. این پدیده زمانی اتفاق می‌افتد که تمـام محـل‌هـای فعـال آنزیم اشغال شده و فضای فعال کافی جهت اکسید کـردن گلوکـوز موجود نباشد. برای حفظ فعالیت نقاط فعال آنزیم گلوکوز اکسیداز، آنزیم در بافر فسفات قـرار داده شـده تـا بوسـیله بـافر، pH محـیط واکنش کنترل شود و فعالیت آنزیمی هنگام اکسایش حفـظ گـردد. بررسی عملکرد حسگرهای زیستی در pHهای مختلف بافر فـسفات نـشان داده اسـت کـه فعالیـت آنزیمـی و جریـان‌سـنجی هـر دو حسگرهای زیستی در بافر فـسفات بـا pH= ۶ افـزایش پیـدا کـرده است. این افزایش فعالیت، ناشی از تشکیل یک حالت یونی مناسـب برای سوبسترا و یا آنزیم گلوکوز اکسیداز است. گروه‌هـای اکـسید و احیا در آنزیم گلوکوز اکسیداز که دچار اکسید و احیا می‌شـوند، در ساختار آنزیم به طور عمقی در حفره‌ای می‌نشینند، لذا بـه راحتـی برای هدایت الکترون‌ها به سطح الکترود در دسترس نخواهند بود و این مانعی در عملکرد آنزیم به شمار مـی‌رود، بنـابراین در برقـراری جریان، باید ارتباط الکتریکی رضایت‌بخشی بین مکان فعـال آنـزیم (FAD) و سطح الکترود موجود باشـد. بـرای رفـع ایـن مـشکل، در ساختار الکترود (Au_{nano}/CPE)، از نانوذرات کلوئیدی طـلا اسـتفاده شده است کـه ایـن امـر سـبب افـزایش رسـانایی، تـسریع حرکـت الکترون‌ها و افزایش ارتبـاط الکتریکـی رضـایت‌بخـش بـین سـطح الکترود و مکان فعال آنزیم (FAD) شده است. اصلاح شدن الکترود (Au_{nano}/CPE) با نانوذرات کلوئیدی طلا سبب ایجاد میکرو محیطی شبیه به (اکسایش- کاهش) پروتئین‌ها شده که ایـن امـر ناشـی از فعالیت الکتروکاتالیستی بالای نانوذرات است، یعنـی اثـر ایزولـه در پوسته پروتئینـی آنـزیم کـاهش یافتـه و انتقـال الکتـرون افـزایش می‌یابد. دلیل دیگر استفاده از نانوذرات کلوئیـدی طـلا در سـاختار الکترود (Au_{nano}/CPE)، حساسیت و قابلیت انتخـابی بـالا، افـزایش هدایت الکتریکـی و نفوذپـذیری بـین حـصارهای زیـست‌شـناختی (آنزیم- الکترود) است و در ردیابی گلوکوز کمک بـسیار زیـادی بـه حسگر زیستی نموده است.

سپاسگزاری

بدین‌وسیله از اساتید، محققین و کارشناسان محترم آزمایشگاه‌هـای دانشگاه آزاد واحد قوچان و شاهرود تشکر و قدردانی می‌گردد.

مراجع

[1] Li, J., Kuang, D., Feng, Y., Zhang, F., Liu, M., "Glucose biosensor based on glucose oxidase immobilized on a nanofilm composed of mesoporous hydroxyapatite, titanium dioxide, and modified with multi-walled carbon nanotubes", Microchim Acta, 176, 73–80 (2012).

[2] Sanada, A., "Fractal Binding and Dissociation Kinetics for Different Biosensor Application", Elsevier, 1st Ed., 3-4, USA (2005).

[3] Adekunle, A. S., Oluwafemi, O. S., Ncapayi , V. R., Sadiku , E., Agee, J. T., Ojo, S. O., Songca, S.P., "Ethanol Sensor Based On Platinum-MWCNT-NiO Nanoparticles Platform Electrode", Int. J. Electrochem. Sci.,7, 2695–2709 (2012).

[4] Prakash Periasamy, A., Chang, Y. J., Chen, SH. M., "Amperometric glucose sensor based on glucose oxidase immobilized on gelatin-multiwalled carbon nanotube modified glassy carbon electrode", Bioelectrochemistry, 80, 114–120 (2011).

[5] Ganesan, N., Gadar, A., Paranjape, M., Currie, J., "Gold layer-based dual crosslinking procedure of glucose oxidase with ferrocene monocarboxylic acid provides a stable biosensor", Analytical Biochemistry, 343, 188-191 (2005).

[6] Pereira, A., Fertonani, F., Neto, G., Kubota, L., Yamanaka, H., "Reagentless biosensor for isocitrate using one step modified Pt-Ir microelectrode", Talanta, 53, 801–806 (2001).

[7] Tsai, M., Tasi, Y., "Adsorption of glucose oxidase at platinum-multiwalled carbon nanotube-alumina-coated silica nanocomposite for amperometric glucose biosensor", Sensors and Autuators B: chemical, 141, 592-598 (2009).

[8] Gopalan, A., Lee, K., Ragupathy, D., Lee, S., Lee, J., "An electrochemical glucose biosensor exploiting a polyaniline grafted multiwalled carbon nanotube/ perfluorosulfonateionomer–silica nanocomposite", Biomaterials, 30, 5999–6005 (2009).

[9] Li , W., Yuan, R., Chai, Y., Zhong, H., Wang, Y., "Study of the biosensor based on platinum nanoparticles supported on carbon nanotubes and sugar–lectin biospecific interactions for the determination of glucose", Electrochimica Acta, 56, 4203–4208 (2011).

[10] Lin, J., He, Ch., Zhao, Y., Zhang, Sh., "One-step synthesis of silver nanoparticles/carbon nanotubes/chitosan film and its application in glucose biosensor", Sensors and Actuators B: Chemical, 137, 768–773 (2009).

[11] Palanisamy, S., Ezhil Vilian, A. T., Chen, SH. M., "Direct Electrochemistry of Glucose Oxidase at Reduced Graphene Oxide/Zinc Oxide Composite Modified Electrode for Glucose Sensor", Int. J. Electrochem. Sci ., 7, 2153 – 2163 (2012).

Archive of SID

www.SID.ir

[12] Norouzi, N., Faridbod, F., Larijani, B., Ganjali1, M. R., "Glucose Biosensor Based on MWCNTs-Gold Nanoparticles in a Nafion Film on the Glassy Carbon Electrode Using Flow Injection FFT Continuous Cyclic Voltammetry", Int. J. Electrochem. Sci., 5 , 1213 – 1224 (2010).

[13] Liu, X., Zeng, X., Mai, N., Lin, Y., Kong, B., Li, Y., Wei, W., Luo, Sh., "Amperometric glucose biosensor with remarkable acid stability based on glucose oxidase entrapped in colloidal gold-modified carbon ionic liquid electrode", Biosensors and Bioelectronics, 25, 2675-2679 (2010).

[14] Wu, Y., Hu, Sh., "Direct electrochemistry of glucose oxidase in acolloid Au–dihexadecylphosphate composite film and its application to develop a glucose biosensor", Bioelectrochemistry, 70, 335-341 (2007).

[15] Wang, J., "Electrochemical Glucose Biosensor", Chem. Rev., 108, 814-825 (2008).

[16] Campuzano, A., Pedrero, C., "Electrochemistry of reconstituted glucose oxidase on carbon past electrodes", Bioelectrochemical, 47, 67-72 (1998).

Archive of SID