Archive of SID

نانومقیاس
سال سوم | شماره چهارم | زمستان ۱۳۹۵

طراحی و مشخصه یابی بیوحسگرDNA گیاهی بر پایه نانو ذرات کربن

راضیه شیدایی پور دیزجی[۱] | محمد تقی احمدی[۱*] | بهار مشگین قلم[۲] | مهدی امنیت طلب[۲]

۱ گروه نانو فیزیک ، دانشکده علوم ، دانشگاه ارومیه ، ارومیه
۲ گروه فیزیک ، دانشکده علوم، دانشگاه ارومیه، ارومیه

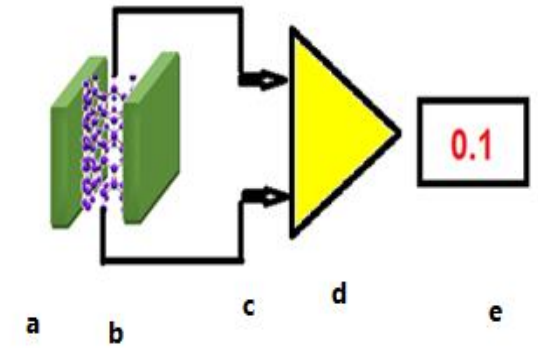
چکیده

نانوذرات رایج‌ترین عناصر در فناوری نانو هستند و خواص جالب توجه آنها منجر به کاربردهای بسیار متنوع آنها در صنایع شیمیایی، پزشکی و دارویی ، الکترونیک و کشاورزی شده‌است. از بین نانو ذرات مختلف میتوان به نانولوله‌های کربنی و نانوذرات طلا اشاره کرد که به علت خواص فیزیکی و شیمیایی منحصر به فردشان، ازجمله نسبت سطح به حجم بالا، کاربردهای مختلفی در زیست حسگرها را بر عهده دارند. دراین مقاله از نانو ذرات کربنی که به روش تخلیه قوس الکتریکی بین دو الکترود فلزی رشد داده شده‌اند برای تشخیص الکترو شیمیایی DNA گیاهی استفاده شده است.

واژگان کلیدی: حسگر،حسگرزیستی DNA گیاهی ، نانو ذرات کربنی.

۱ مقدمه

فناوری حسگر زیستی نشان دهنده ترکیبی از علوم بیوشیمی، زیست شناسی مولکولی، شیمی، فیزیک، الکترونیک و کامپیوتر است. حسگرهای زیستی ابزاری توانمند جهت شناسایی مولکولهای زیستی می‌باشند و امروزه در علوم مختلف پزشکی، صنایع شیمیایی، صنایع غذایی، پایش محیط زیست، تولید محصولات دارویی، بهداشتی و غیره مورد استفاده قرار می‌گیرند[۱]. حواس بویایی و چشایی انسان که به شناسایی بوها و طعم‌های مختلف می‌پردازد و یا سیستم ایمنی بدن که میلیون‌ها نوع مولکول مختلف را شناسایی می‌کند، نمونه هایی از حسگرهای زیستی طبیعی می‌باشند. با پیشرفت جوانب مولکولی علوم مختلف، نیاز به اندازه گیری روزانه بسیاری از ملکول‌های هدف احساس می‌شد، اما روشهای آنالیز دستگاهی برای این امر محدودیت‌هایی داشتند. از جمله این محدودیت‌ها می‌توان به هزینه بالای خرید، مواد مصرفی و نگهداری دستگاه ها، نیاز به تخصص کافی کاربر، زمان طولانی سنجش و محدودیت تعداد اندازه گیری روزانه اشاره کرد [۲]. توسعه حسگرهای زیستی از سال ۱۹۵۰ با ساخت الکترود اکسیژن برای اندازه گیری غلظت اکسیژن حل شده در خون آغاز شد و بعداً با پوشاندن سطح الکترود با آنزیمی که به اکسیده شدن گلوکز کمک می کرد از این حسگر برای اندازه گیری قند خون استفاده شد[۳]. در این حسگر میزان قند خون با اندازه گیری جریان الکتریکی تولید شده اندازه گیری میشد. امروزه از حسگرهای زیستی برای ردیابی ویروس، باکتری و بقایای آفت کش‌ها، کنترل آلودگی و ردیابی مولکولهای سمی هوا، ردیابی داروهای غیرقانونی مانند کوکایین و هرویین، ردیابی گازهای صنعتی و سمی و سلاحهای بیوشیمیایی استفاده میشود[۴].



شکل ۱- نمایی از اجزای اصلی یک حسگر زیستی: a) بیوکاتالیستb) مبدل، c) آمپلی فایرd) پردازنده و e) نمایشگر.

بیو سنسورها ابزارهای آنالیتیکی به شمار میروند که میتوانند با بهره گیری از هوشمندی مواد بیولوژیک، ترکیب یا ترکیباتی را شناسایی نموده، با آنها واکنش دهند و بدین ترتیب یک پیام شیمیایی، نوری یا الکتریکی ایجاد نمایند[۵و۶]. این پیام همواره

mt.ahmadi@urmia.ac.ir : ایمیل مسئول مکاتبات

تاریخ دریافت : ۹۵/۶/۲۸ تاریخ پذیرش :۹۵/۱۰/۱

www.SID.ir

Archive of SID

با غلظت ترکی ب مورد سنجش دارای تناسب کمّی است. بنیان‌گذار حسگرهای زیستی لیلاند کلارک[۱] می باشد که برای اولین بار در سال ۱۹۶۲ مقاله جامعی در مورد تعیین مقدار گلوکز چاپ کرد [۷] نمای شماتیک یک حسگر زیستی در شکل ۱ نشان داده شده است.

در سال های اخیر استفاده از اسید نوکلئیک‌ها به عنوان ابزاری در شناسایی و آنالیز بسیاری از ترکیبات، مورد توجه قرار گرفته است. لایه های اسید نوکلئیک همراه با مبدل‌های الکتروشیمیایی یک نوع جدید از زیست حسگرهای مفید را تولید می‌کند. زیست حسگرهای الکتروشیمیایی شامل لایه‌ای از اسید نوکلئیک شناخته شده است که بر روی مبدل‌های الکتروشیمیایی تثبیت شده اند. مبدل سیگنال باید تغییراتی را که در طی پدیده‌هایی نظیر اتصال مولکول‌ها یا هیبریداسیون در لایه مشخصی از اسید نوکلئیک اتفاق می‌افتد، تشخیص داده و به سیگنال الکترونیکی قابل تکرار تبدیل کند. مشاهدات سیگنال الکتروشیمیایی قبل و بعد برهمکنش ماده (یا دارو) با DNA علامت خوبی برای روشن شدن مکانیسم برهمکنش فراهم میکند. علاوه بر این می‌توان از این برهمکنش برای اندازه گیری مقدار ماده و یا تعیین مواد و داروهای جدید استفاده کرد[۸].

بیوسنسور DNA (یا ژنوسنسور) از یک DNA تثبیت شده بعنوان جزء شناساگر بهره می‌گیرد. اساس کار آن جفت شدن بازی DNA است که بر اساس برهمکنش قوی بین دورشته مکمل انجام می‌گیرد[۹]. بدین منظور یک مولکول DNAی تک رشته‌ای (پروب) جهت انجام هیبریداسیون با رشته مکمل هدف در محلول نمونه بر روی سطح جامد مبدل تثبیت می‌شود. DNA دو زنجیری تشکیل شده بر روی سطح الکترود به عنوان هیبرید شناخته می‌شود [۱۰] ، سپس توسط یک مبدل به سیگنال تجزیه‌ای تبدیل می‌شود که می‌تواند از نوع الکتروشیمیایی، نوری، وزن سنجی یا الکتریکی باشد [۱۱]. بیوسنسور الکتروشیمیایی از برخی جهات نسبت به سایر بیوسنسورها مزایایی دارد، از جمله اینکه واکنشهای الکتروشیمیایی مستقیماً یک سیگنال الکترونیکی ایجاد می‌کنند، نیازی به دستگاههای گران قیمت برای تبدیل سیگنال وجود ندارد، ابزارهای الکتروشیمیایی بسیار حساس، ساده وسریع هستند و با تکنولوژی‌های میکرو سازگاری دارند[۱۲]. هدف اصلی در حسگرهای زیستی تولید سیگنال‌های مداومی است که مربوط به یک یا گروهی ازمولکولهای هدف هستند[۱۳].

اخیراً بسیاری از توجهات بر روی توسعه نانومواد در تولید حسگرهای زیستی معطوف شده است. از نانومواد به عنوان بستری برای ثابت کردن بیومولکول‌ها روی سطح بهره می‌گیرند[۱۴] و از سوی دیگر نانو ذرات می‌توانند به عنصر زیستی حسگر اتصال یافته و برای تشخیص یا تقویت سیگنال‌های مختلف مورد استفاده قرار گیرند.[۱۵] علاوه بر این استفاده از نانولوله های کربنی در تولید حسگرهای الکتروشیمیایی مزایایی به همراه دارد، از جمله: مساحت بزرگ که باعث حساسیت زیاد می‌شود، سازگاری بسیار زیاد در محیط‌های زیستی برای ساخت زیست حسگرهای شیمیایی، تسهیل انتقال الکترون در واکنشهای اکسایش –کاهش پروتئین‌ها و آنزیم‌ها و حضور لبه‌ها و نقاط تیز بر روی دیواره نانولوله ها که همه آنها باعث عملکرد بالای حسگر می‌شود [۱۶]. انواع متفاوتی از نانومواد درتولید حسگرهای الکتروشیمیایی استفاده می‌شوند. برای اولین بار بریتو[۲] و همکارش از نانولوله های کربنی در الکتروشیمی استفاده نمودند. نانولوله کربنی به دلیل خواص منحصر به فرد الکتریکی، شیمیایی و مکانیکی مانند قدر ت بالا در هدایت گرمایی و الکتریکی و مساحت سطح بسیار بالا و پایداری شیمیایی و الکتروشیمیایی که در محلولهای آبی و غیرآبی، بیشتر درتولید حسگرهای الکتروشیمیایی مورد استفاده قرار می‌گیرد. بعلاوه ساخت این حسگرها با استفاده از الکترودهایی از نانولوله کربنی اصلاح شده بسیار مفید است.

حاملین بار تاثیر بسیاری در رسانندگی نانومواد کربنی دارند و رسانندگی نسبت به اختلالات محیطی نظیر آلایش الکترونیکی و جذب مولکول ها بسیار حساس است. تغییرات چگالی حاملین بار بر اثر جذب DNA توسط نانو مواد کربنی، رسانندگی را تغییر می‌دهد. برای مثال مدل رسانندگی برای گرافن تک لایه در ناحیه غیر تبهگن با تقریب ماکسول بدست می‌آید. [۱۷].

$$G=\frac{3q^{2}\left(3\pi a^{3}t^{3}k_{B}T\right)^{\frac{1}{2}}}{hL}\times\left[\int_{0}^{+\infty}\frac{x^{\frac{-1}{2}}}{\left(1/(1+e^{x-\eta})\right)}dx+\int_{0}^{+\infty}\frac{x^{\frac{-1}{2}}}{\left(1/(1+e^{x+\eta})\right)}dx\right] \qquad (۱)$$

[۱] Leyland Clark

[۲] Britto

www.SID.ir

Archive of SID

در رابطه فوق، q بار الکترون، h ثابت پلانک، t=2.7ev پارامتر انرژی برهمکنشی کربن-کربن، K_B ثابت بولتزمن، T دما، a فاصله کربن-کربن است. این معادله با روش انتگرال گیری جزیی با در نظر گرفتن $x = \left(E - E_g\right) / K_B T$ و $\eta = \left(E_F - E_g\right) / K_B T$ به صورت عددی قابل حل است. [۱۸].

مولکول DNA جذب شده با تزریق الکترون به ساختار حسگر موجب تغییر رسانندگی می‌شود. حال می‌توان معادله جریان – ولتاژ بر پایه رسانندگی را بر اساس معادله ترابرد بولتزمن نوشت: (۲)

$$I = \frac{3q^2\left(3\pi a^3 t^3 k_B T\right)^{\frac{1}{2}}}{hL}\left[\tau_{-1/2}(\eta) + \tau_{-1/2}(-\eta)\right](V)$$

همانگونه که نتایج تجربی این مقاله تایید می‌کنند، افزایش غلظت مولکولهای DNA باعث افزایش جریان می‌شود.

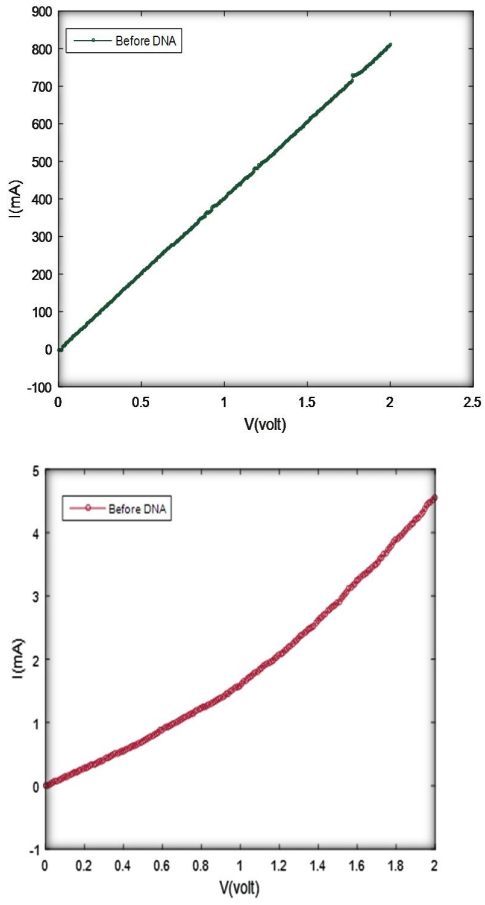
بر اساس نمودارهای جریان-ولتاژ بدست آمده از مراحل مختلف سنتز نانو ذرات کربنی دو نمونه متفاوت با توجه به نحوه قرار گرفتن الکترودها در دستگاه رشد حاصل می شود که در شکل ۲ (a) نشان داده شده است نمودار خطی که بیانگر بستگی خطی جریان-ولتاژ بصورت زیر است.

I=8965.1v-179.74 (3)

که می تواند به شکل نانو تیوبهای شبه فلزی تعبیر شود و نکته قابل توجه این است که شیب این نمودار در تطا بق کامل با عدد اندازه گیری شده از آزمایش می باشد.

گروه دیگری از نمونه های سنتز شده رفتار غیر خطی مطابق شکل ۲ (b) از خود نشان می دهند که این نمونه ها نیز جهت بررسی رفتار الکتریکی در حضور DNA مورد آزمایش قرار گرفتند و تحلیل نمودارهای حاصل بستگی درجه دوم جریان-ولتاژ را طبق معادله زیر تایید می کنند.

$I=685.41v^2+867.92v+76.736$ (4)



شکل۲-رفتارهای خطی و غیر خطی سنسورهای سنتز شده.

در ادامه تحقیق رفتار گیاهان مختلف روی سنسور سنتز شده بررسی شد و تغییرات ایجاد شده در مشخصه I-V سنسو ها بصورت افزایش جریان در نمودارها مشاهده گردید این افزایش جریان را میتوان در قالب ترزیق الکترون ازDNA به کربن نانو تیوب ها توضیح داد که باعث افزایش الکترونهای کربن نانو تیوبها وافزایش چگالی بار میشود..مشخصه‌ی I-V نانو ذرات کربنی سنتز شده را با دستگاه Autolab بدست آوردیم که با تحلیل نمودار حاصل رفتار نانو ذرات رشد یافته مشخص می شود.ودر مرحله بعد با استخراج DNA گیاهی (موز، و انگور) و ترزیق آن به نانو ذرات کربنی سنتز شده، دوباره با دستگاه Autolab مشخصه ی I-V را بدست آودریم.

www.SID.ir

Archive of SID

۲ بخش تجربی

سنتز نانوذرات کربنی با روش تخلیه ی قوس الکتریکی در میان پلیمر هیدروکربنی:

روش تخلیه ی قوس الکتریکی, رسوبدهی شیمیایی فاز بخار و سایش لیزری سه روش متداول برای سنتز نانوذرات کربنی هستند. با استفاده از روش تخلیه ی قوس الکتریکی امکان کنترل ساختار, موروفولوژی سطح و سایز نانوذرات کربنی وجود دارد. در این مقاله برای تولید نانوذرات کربنی از روش تخلیه قوس الکتریکی با جریان متناوب بر پایه یک ژنراتور با ولتاژ بالا و فرکانس منبع الکتریکی ۵۰ هرتز و توان ۰,۹ کیلووات استفاده گردیده است. برای این منظور از دو لوله ی فلزی توخالی و نوک نیز که سربه سر با فاصله ی خیلی کم از هم قرار گرفته‌اند به عنوان الکترود رشد استفاده شده است قطر تقریبی ۰,۵ میلیمتر برای لوله‌ها این امکان را می‌دهد که بتوان در مراحل بعدی DNA را به محل نانوذرات کربنی تزریق کرد ومشخصه ی جریان- ولتاژ ان را توسط دستگاه Autolab به دست آورد. همچنین پلیمر هیدروکربنی (HDPE) به عنوان منبع کربنی برای تولید نانوذرات کربنی پایدار بکار گرفته شده است.

با اعمال اختلاف پتانسیل بین دو الکترود, الکترون از کاتد به سمت اند ضمن برخورد با مولکول‌های موجود در فضای بین دو الکترود حرکت می‌کند و مسیر حرکت الکترون‌ها به صورت یک مسیر روشن قابل رویت می‌باشد. در نتیجه با راه‌اندازی جریان متناوب و قوس الکتریکی بین دو الکترود و با ذوب کردن پلیمر هیدروکربنی توسط کوره ی گازی (رشد نانو ذرات کربنی به روش قوس الکتریکی فقط در محیط مایع و گاز امکان‌پذیر است) و همچنین از طریق برخورد الکترون‌ها با منبع هیدروکربنی یک محیط پلاسما که مخلوطی از یونهای کربنی بخار شده و گازهای H_2, Co_2 و Co است تشکیل می‌شود. سپس یون‌های کربنی, ترکیبی از گونه‌ها و خوشه‌های بسیار کوچک اتمی, تحت میدان الکتریکی به شدت قوی بین دو الکترود به نوسان درمی‌ایند و به سمت کاتد حرکت کرده و روی کاتد که سردتر از اند است می‌نشیند و به شکل نانوذرات کربنی (کربن امورف, گرافن و نانولوله‌های کربنی) در می‌ایند.

با قطع جرقه بین دو الکترود دستگاه سنتز نانوذرات کربنی را خاموش کرده و اجازه می‌دهیم پلیمر به طور کامل منجمد شود سپس مقاومت نانوذرات سنتز شده را اندازه‌گیری می‌کنیم در غیر اینصورت اندازه گیری باعث تخریب نانوذرات کربنی می‌شود. از طرفی آزمایش FTIR حضور نانو لوله های کربنی را تأئید میکند. در مرحلهی بعدی نمونه‌های سنتز شده در قالب یک حسگر زیستی مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

عوامل زیادی از جمله شرایط محیطی, دما, فاصله و سطح مقطع الکترود در مکانیزم رشد نانوذرات کربنی نقش مهمی دارند. علاوه بر این فاصله الکترودها در مدت زمان فرآیند رشد نیز تأثیر می‌گذارد زیرا زمانیکه رشد شروع می‌شود این فاصله به تدریج کاهش می‌یابد و گونه‌های یونی به آسانی رسوب می‌شوند. لازم به ذکر است که در سنتز سنسورها ی بدست آمده عموماً دو رفتار خطی و غیر خطی مشاهده میشود.با توجه به این که CNT های فلزی رفتار خطی دارند میتوان نتیجه گرفت که رفتار خطی ناشی از گروه زیگزاگ ، CNT باشند ورفتار غیر خطی به گروه نیمه رسانای CNT قابل نسبت دادن است.

استخراج DNA گیاهی

مواد و تجهیزات

(۱۰۰ میلی لیتر منبع گیاهی ،نمک خوراکی ۰,۰۱۷ gr، ۲۰۰ میلی لیتر آب سرد، ۳۰ میلی لیتر مایع تثبیت کننده، الکل اتانول ۹۶٪ به اندازه مخلوط گیاهی ،مخلوط کن ، صافی ، ظرف شیشه ای، ترازو)

روش آزمایش

ابتدا منبع گیاهی را در مخلوط کن ریخته و به مدت ۱۵ الی ۲۰ ثانیه هم میزنیم ،مواد را از صافی رد میکنیم و در ظرفی میریزیم سپس مایع تثبیت کننده و نمک را به آن اضافه کرده و اجازه میدهیم مخلوط گیاهی حاصله به مدت ۱۰ دقیقه استراحت کند و بعد الکل را آرام در حالتی که ظرف مخلوط گیاهی در حالت مایل قرار دارد اضافه میکنیم. ماده ته نشین شده ی سفید بین لایه ها همان DNA می باشد. با یک سیخ چوبی میتوان رسوب سفید را خارج کرد. بعد از استخراجDNA, محلول DNA را می‌توان از طریق لوله‌های توخالی به داخل

www.SID.ir

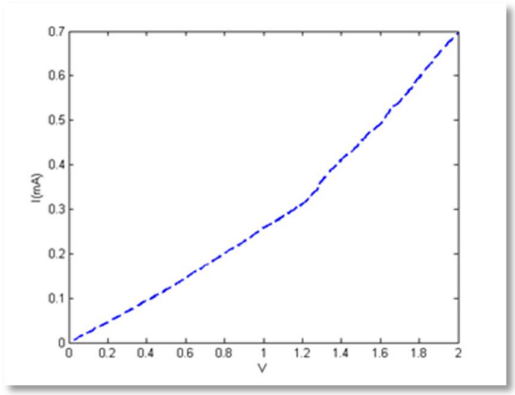
Archive of SID

حسگر تزریق کرد و بعد از گذشت مدت زمان تقریباً ۴ دقیقه به منظور از بین رفتن اثر فشار مشخصه ی I-V ان را با دستگاه Autolab گرفتیم و از نرم افزار Matlab برای تحلیل داده‌ها استفاده کردیم. شکل ۳مراحل انجام آزمایش را نشان میدهد.

شکل۳- a) مراحل انجام آزمایش b) استخراج DNA موزوانگور

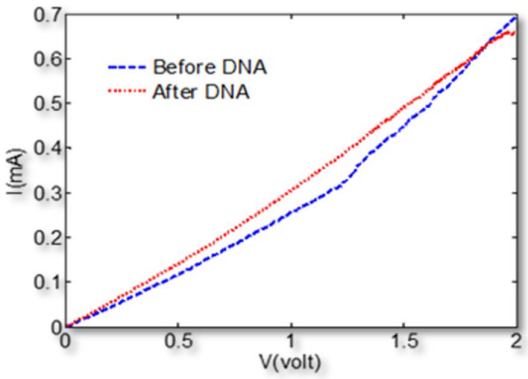
۳ نتایج و بحث

شکل۴-منحنی جریان – ولتاژ نانو ذرات کربنی سنتز شده توسط دستگاه رشد نمونه۱، قبل ترزیق DNA موز می باشد. که با توجه به نحوه قرار گرفتن الکترودها رفتار غیر خطی از خود نشان میدهد.



شکل ۴-منحنی جریان –ولتاژ نانو ذرات کربنی سنتز شده توسط دستگاه رشد قبل از ترزیق DNA گیاهی

شکل۵ منحنی جریان -ولتاژ نانو ذرات کربنی سنتز شده توسط دستگاه رشد را قبل و بعد از ترزیق DNA گیاهی نشان میدهد. که نتایج بیانگر این است که با افزودن DNA به نانو ذرات کربنی سنتز شده تغییرات قابل توجهی در نمودار شکل ۵، مشاهده میشود که باعث افزایش در جریان نانو ذرات کربنی شده است.

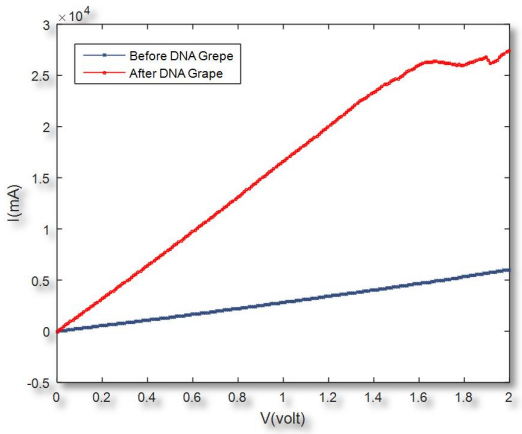


شکل۵ -منحنی جریان- ولتاژ نانو ذرات کربنی سنتز شده نمونه ۲ قبل و بعد از ترزیق DNA گیاهی

شکل۶ -نمودار جریان –ولتاژ نانو ذرات کربنی سنتز شده توسط دستگاه رشد قبل و بعد از ترزیق DNA میباشد که با توجه به نحوه قرارگیری الکترودها رفتار خطی از خود نشان میدهد. تغییرات حاصل بعد از افزودن DNA انگور، تایید بر افزایش رسانایی در این نمونه میباشد.

www.SID.ir

Archive of SID



شکل۶ –منحنی جریان –ولتاژ نانو ذرات کربنی سنتز شده نمونه۲ ، قبل و بعد ترزیق DNA انگور

همانگونه که از نمودارها مشخص می‌باشد با ترزیق DNA منحنی مشخصه ی حسگر به طور چشمگیری تغییر می‌کند به طوری که جریان بعد از تزریق DNA برای نمونه حسگرها افزایش می‌یابد.که این رفتار را میتوان در قالب ترزیق الکترون از DNA گیاهی به نانو لوله های کربنی تفسیر نمود .با این کار چگالی حامل های بار در قسمت کانال سنسور افزایش می یابد. نتایج حاکی از آن است که زیست حسگر ساخته شده بر پابه نانو ذرات کربنی باعث افزایش حساسیت تشخیص و عملکرد زیست حسگر شده است.

٤ نتیجه گیری

تغییرات حاصل از ترزیق DNA گیاهی در بیو سنسور بر پایه نانو ذرات کربنی نشانگر عملکرد بیوسنسور DNA گیاهی می باشد. بنابراین بیو سنسور DNA گیاهی بر پایه نانو ذرات کربنی با منبع کربنی پلی اتیلن به دلیل حساسیت بالا، پایداری طولانی‌تر و مقرون به صرفه بودن نسبت به سایر حسگرهای DNA رایج، می‌توانند مورد استفاده قرار بگیرند.

www.SID.ir

Archive of SID

مراجع

[1] B. D. Malhotra, R. Singhal, A. Chaubey, S. K. Sharma, A. Kumar, "Recent trends in biosensors," Current Applied Physics, vol. 5, no.2, pp.92-97, 2005.

[2] P. B. Luppa, L. J. Sokoll, D. W. Chan, "Immunosensors--principles and applications to clinical chemistry," Clinica chimica acta; international journal of clinical chemistry, vol. 314, pp. 1-26, 2001.

[3] T. Vo-Dinh, B. Cullum, "Biosensors and biochips: advances in biological and medical diagnostics," Fresenius' journal of analytical chemistry, vol. 366, pp. 540-551, 2000.

[4] J. Castillo, S. Gáspár, S. Leth, M. Niculescu, A. Mortari, I. Bontidean, "Biosensors for life quality: Design, development and applications," Sensors and Actuators B: Chemical, vol. 102, no. 2, pp. 179-194, 2004.

[5] S. K. Sharma, N. Sehgal, A. Kumar, "Biomolecules for development of biosensors and their applications," Current Applied Physics, vol. 3, pp. 307-316, 2003.

[6] M. N. Velasco-Garcia, T. Mottram, "Biosensor Technology addressing Agricultural Problems," Biosystems Engineering, vol. 84, no. 1, pp. 1-12, 2003.

[7] L. C. J. Qlark, "Monitor And Control Of Blood And Tissue Oxygen Tensions," ASAIO Journal, vol. 2, no. 1, pp. 41-48, 1956.

[8] G. Marrazza, I. Chianella, M. Mascini, "Disposable DNA electrochemical sensor for hybridization detection," Biosensors and Bioelectronics, vol. 14, no. 1, pp. 43-51, 1999.

[9] E. Paleček, M. Fojta, M. Tomschik, J. Wang, "Electrochemical biosensors for DNA hybridization and DNA damage," Biosensors and Bioelectronics, vol. 13, no. 6, pp. 621-628, 1998.

[10] A. Gunnarsson, P. Jonsson, R. Marie, J. O. Tegenfeldt, F. Hook, "Single-molecule detection and mismatch discrimination of unlabeled DNA targets," Nano Lett, vol. 8, no. 1, pp. 183-188, 2008.

[11] P. T. Kissinger, "Biosensors—a perspective," Biosensors and Bioelectronics, vol. 20 no. 12, pp. 2512-2516, 2005.

[12] J. Wang, "Portable electrochemical systems," TrAC Trends in Analytical Chemistry, vol. 21, no. 4, pp. 226-232, 2002.

[13] B. R. Eggins, Chemical sensors and biosensors. 2002.

[14] C. Jianrong, M. Yuqing, H. Nongyue, W. Xiaohua, L. Sijiao, "Nanotechnology and biosensors," Biotechnology Advances, vol. 22, no. 7, pp. 505-518, 2004.

[15] T. Kubik, K. Bogunia-Kubik, M. Sugisaka, "Nanotechnology on duty in medical applications," Curr Pharm Biotechnol, vol. 6, no. 1, pp. 17-33, 2005.

[16] J. Wang, "Nanomaterial-based electrochemical biosensors," Analyst, vol. 130, no. 4, pp. 421-426, 2005.

[17] H. Karimi, R. Yusof, M. Eshrati, S. D. Naghib, M. Rahmani, M. Ghadiri, E. Akbari, M. T. Ahmadi, "Current–voltage modeling of graphene-based DNA sensor," Neural Computing and Applications, vol. 24, no. 1, pp. 85-89, 2014.

[18] N. M. R. Peres, A. H. Castro Neto, F. Guinea, "Conductance quantization in mesoscopic graphene," Physical Review B, vol. 73, no. 19, pp. 195411, 2006.

www.SID.ir

Archive of SID

www.SID.ir

Archive of SID

نانومقیاس
سال سوم | شماره چهارم | زمستان ۱۳۹۵

Fabrication and Characterization of Carbon Nano Particle based Vegetal DNA Sensor

R. Sheydaei pour dizaji[1], M. Taghi Ahmadi[1*], B. Meshginqalam[2], M. Amniattalab[2]

1 Department of Nano technology, Faculty of Science, Urmia University, Urmia

2 Physics Department, Faculty of Science, Urmia University, Urmia

Abstract

Nanoparticles as a common material have been used in nanotechnology and their interesting properties lead to variety of applications in the technological areas such as chemical industry, medical science, electronics and agriculture. Carbon nanotubes and gold nanoparticles have been focused among the different nanoparticles due to their unique physical and chemical features such as high surface to volume ratio which cause them to have various analytical applications in Biosensors. In this paper, carbon nanoparticles are grown between two metallic electrodes by using pulsed arc discharge method then are used to electro-chemical detection of vegetal DNA.

Keywords

Carbon Nano particle, Vegetal DNA biosensor, Sensor.

* Correspondent Author Email: *mt.ahmadi@urmia.ac.ir*

www.SID.ir