

## مقاله پژوهشی

## سنسور زیستی تهیه شده از نانوالیاف سه جزیی به منظور شناسایی گلوکز

بنت الهدا مهدیزاده<sup>۱</sup>، لاله ملک‌نیا\*<sup>۱</sup>، امیر امیرآبادی<sup>۱</sup> و محمد شعبانی<sup>۲</sup>

۱- گروه مهندسی پزشکی، واحد تهران جنوب، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

۲- گروه مهندسی شیمی، دانشگاه ایران، تهران، ایران

تاریخ ثبت اولیه: ۱۴۰۲/۰۲/۱۷، تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۱۴۰۲/۰۴/۳۰، تاریخ پذیرش قطعی: ۱۴۰۲/۰۵/۰۵

## چکیده

در این پژوهش، الکتروود گلسی کربن (GCE) با نانوالیاف گلوکز اکسیداز (GOx)/کیتوسان (CS)/گرافن اکساید (GO) الکتروروسی شده به منظور شناسایی گلوکز اصلاح شده است. در این راستا،  $GO_x$  ما بین دو لایه از نانوالیاف CS/GO محصور شده است. با توجه به خصوصیات الکتروشیمیایی و شرایط تولید، مقادیر بهینه بدست آمده برای  $GO_x$  و GO در لایه وسط قرار گرفته شده به ترتیب ۲۰ میلی گرم بر میلی لیتر و ۲۰ درصد وزنی است. بررسی اثرات pH، زمان اکسیژن دهی در محلول آزمایش و سرعت اسکن بر رفتار الکتروشیمیایی نشان داد که جریان پیک با افزایش زمان اکسیژن دهی تا ۲۰ دقیقه و مقادیر سرعت اسکن افزایش یافته است. با این حال، فرآیندهای ردوکس ساختار آندی و کاتدی متقارن تر را در سرعت اسکن پایین می توان مشاهده کرد. همچنین، بالاترین جریان در  $pH=7/4$  بدست آمده است. نتایج نشان می دهد که فرآیند الکتروشیمیایی  $GO_x$  از طریق تبدیل دو پروتون و دو الکترون رخ می دهد. علاوه بر این، با توجه به نتایج می توان اظهار کرد که استفاده از ساختار نانولیفی و حبس کردن گلوکز اکسیداز در میان دو لایه نانولیف CS/GO بطور چشم گیری خصوصیات الکتروشیمیایی را به دلیل نفوذ مولکول های گلوکز محلول در آب در لایه های نانولیف متخلخل افزایش می دهد، که بطور موثری بر کاتالیزوری اکسیداسیون گلوکز و انتقال مستقیم الکترون به  $GO_x$  کمک می کند. الکتروود اصلاح شده تولید شده حساسیت بالای ۶/۶۸ میکروآمپر بر میلی مولار در سانتی متر مربع و حد تشخیص ۰/۰۲ میلی مولار را با دامنه خطی وسیع ۲۰-۰/۰۵ میلی مولار نشان داده است که در مقایسه بیوسنسورهای پیشین تکرار پذیری بالا و حد تشخیص قابل قبولی را داراست.

واژه های کلیدی: گرافن، گلوکز اکسیداز، نانوالیاف، کیتوسان، ولتامتری چرخه ای.

## ۱- مقدمه

حسگرهای زیستی را می توان از طریق ترکیب عناصر تشخیصی مولکولی با مبدل های الکتریکی یا نوری تولید کرد. آنزیم ها و آنتی بادی ها را می توان به عنوان عناصر شناسایی متداول مورد استفاده در نظر گرفت که در سطح

حسگرهای زیستی دستگاه های تحلیلی هستند که پاسخ بیولوژیکی را به سیگنال الکتریکی تبدیل می کنند [۱،۲].

\* عهده دار مکاتبات: لاله ملک‌نیا

نشانی: گروه مهندسی پزشکی، واحد تهران جنوب، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

تلفن: ۰۲۱-۸۸۳۳۱۰۴، دورنگار: ۰۲۱-۸۸۳۳۱۰۴، پست الکترونیکی: malekniamood@gmail.com

[۱۴]. گلوکز اکسیداز (GOx) بر روی الکتروود کربن شیشه‌ای اصلاح شده با پلی (p-فنیلن دی آمین)/ $Fe_3O_4$  برای سنجش گلوکز بی حرکت شد [۱۵].

اخیرا، اکسید گرافن به دلیل ساختار نانویی منحصر بفرد، سطح ویژه زیاد، خصوصیات فوق العاده نوری، حرارتی و مکانیکی و ابعاد کوچک مورد توجه بسیاری قرار گرفته است [۱۶]. همچنین، وجود الکترون بزرگ محصور شده میل شدید برای مواد حلقه‌ای مبتنی بر کربن مانند داروها، آلاینده‌ها و مولکول‌های زیستی را فراهم می‌کند. علاوه بر این، گرافن اکسید (GO) دارای خصوصیات الکترونیکی منحصر بفردی است که برای ساخت سنسورهای الکتروشیمیایی مفید است [۱۷، ۱۸]. الکتروود استات پلی وینیل تقویت شده توسط  $MnO_2/CuO$  بارگذاری شده روی نانوذرات اکسید گرافن به عنوان حسگر گلوکز تولید شد [۱۹]. اگرچه، صفحات GO ماهیت آبدوست بیشتری نسبت به گرافن دارند، آن‌ها طبیعت نسبتاً آبگریزی دارند که به دلیل ارتباط خواص فوق العاده آن‌ها با صفحات منفرد، کاربردهای بیولوژیکی آن‌ها را محدود می‌کند [۲۰]. در همین راستا، استفاده از سطح فعال‌ها و جذب غیر کووالانسی پلیمرهای آبدوست بر روی ورق‌ها توسط محققان پیشنهاد شد [۲۱]. گرافن محافظت شده از پلی وینیل پیرولیدون/بیوسنسور الکتروشیمیایی مایع یونی/یونی GOx با عملکرد پلی اتیلن برای سنجش گلوکز تولید شد [۲۲].

کیتوزان (CS)، به عنوان بیوپلیمر پلی ساکارید آبدوست، حاصل از استیلایون جزئی کیتین است. خاصیت چسبندگی و غیرسمی بودن آن است. همچنین، به دلیل وجود گروه‌های آمینه و هیدروکسیل در ساختار آن، اصلاح شیمیایی آسان انجام می‌شود [۲۱]. نانوذرات پالادیوم/کیتوزان گرفت شده بر روی گرافن به عنوان بیوسنسور گلوکز تهیه شد [۲۳]. الکتروود اصلاح شده با گرافن/کیتوزان برای تشخیص انتخابی دوپامین ساخته شد [۲۴]. نانوگل Cu تغییر شکل داده شده با نانوالیاف ذرات طلا-اکسید گرافن را به عنوان یک حسگر زیستی الکتروشیمیایی برای تشخیص گلوکز تزئین کرده

مبدل‌ها بی حرکت هستند [۳، ۴]. در این سنسورها می‌توان مولکول‌های هدف را بدون افزودن معرف‌های اضافی تشخیص داد. گلوکز به دلیل تاثیر حیاتی در درمان بیماران دیابتی، عنصری غلیظ است. نقش مهمی در متابولیسم بدن دارد و اختلال در عملکرد گلوکز از کمبود انسولین یا مقاومت می‌تواند منجر به دیابت شود. دیابت یک بیماری متابولیکی در سطح جهانی است که میلیون‌ها نفر را در سراسر جهان مبتلا می‌کند و پیش‌بینی می‌شود تا سال ۲۰۳۰ به نیم میلیارد نفر برسد [۵]. دیابت عوارض کمی مانند از دست دادن بینایی، فشار خون بالا، بیماری قلبی و نارسایی کلیه ایجاد می‌کند [۶]. حسگرهای گلوکز بطور گسترده‌ای در آزمایش‌های تشخیصی برای کنترل دیابت در مراقبت‌های شخصی، آزمایشگاه‌های بالینی و بیمارستان‌ها استفاده می‌شود. اخیرا محققان از مواد نانو برای افزایش عملکرد سنسورها استفاده کرده‌اند [۷].

در تولید یک نانوسنسور گلوکز، معمولا از اکسید و رود کتاز استفاده می‌شود و گلوکز موجود در سطح الکتروود را اکسید می‌کند. گلوکز اکسیداز (GOx) به دلیل انتخاب گلوکز بالا، پایداری بالا و فعالیت زیاد در محدوده وسیعی از pH برای این منظور بسیار مورد استفاده قرار گرفته است [۸]. با این حال، بیان شده است که ساختار، فعالیت بیولوژیکی و عملکرد GOx هنگامی که مستقیما با سطح الکتروود برهنه استفاده می‌شود تغییر کرده است [۹]. در این راستا، تلاش‌های زیادی برای افزایش انتقال الکترون GOx در سطح الکتروود انجام شده است. برای انجام این کار، استفاده از نیمه‌هادی‌ها، مواد کربنی مانند نانولوله‌های کربنی، گرافن و غیره و پلیمرهای رسانا گزارش شده است [۱۰، ۱۱]. به عنوان مثال، یک حسگر زیستی گلوکز بر اساس فیلم نانوبیوکامپوزیت alginate-CuO و گلوکز اکسیداز (GOx) تهیه شد [۱۲]. گلوکز اکسیداز روی مواد کربن-سرامیکی مزوپور تثبیت شده و عملکرد آن به عنوان حسگر بیولوژیکی مورد مطالعه قرار گرفت [۱۳]. نانوکامپوزیت اکسید مس/نانوالیاف پلی پیرول/کاهش اکسید گرافن برای تشخیص گلوکز تولید شد

است [۲۵]. همچنین، الکتروود اصلاح شده گلوکز اکسیداز-گرافن-کیتوزان برای الکتروشیمی مستقیم و سنجش گلوکز تولید شد [۲۶]. همان‌طور که در بالا ذکر شد، کیتوزان، گرافن اکسید و گلوکز اکسیداز در ترکیب با مواد مختلف استفاده شد. با این حال، یک بررسی ادبی نشان داد که گلوکز توسط الکتروود شیشه‌ای اصلاح شده با نانو الیاف کیتوزان/گرافن اکسید/گلوکز اکسیداز تشخیص داده نشده است. الیاف نانو به دلیل داشتن قطر بین ده‌ها و صدها نانومتر [۲۷] و این اثرات آتی بر خصوصیات الکتروشیمیایی الکتروودهای اصلاح شده با نانوالیاف دارای خصوصیات منحصر بفردی از جمله سطح زیاد در واحد حجم، تخلخل زیاد و اندازه منافذ بین الیافی کوچک است. در مطالعه حاضر، نانوالیاف اکسید گرافن (GO)/کیتوزان (CS) برای اصلاح سطح الکتروود کربن شیشه‌ای (GCE) آماده شد. گلوکز اکسیداز (GOx) به عنوان کاتالیزور روی سطح نانوالیاف جذب شد. به منظور حفظ GOx در سطح نانوالیاف، لایه دیگری از نانو الیاف CS/GO در سطح لایه اول الکتروروسی شد. GOx در میان دو لایه نانوالیاف الکتروواسپن CS/GO به حبس شد. همچنین، مقادیر مطلوب GO و GOx در لایه اصلاح کننده نسبت به خصوصیات الکتروشیمیایی و شرایط تولید تعیین شد. الکتروود با روش‌های مختلف توصیف و آزمون الکتروشیمیایی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. نوآوری مطالعه حاضر می‌تواند بطور خلاصه به شرح زیر باشد:

از شرکت آلمان تهیه شده است. نانو ذره گرافن اکساید (GO) (۹۹٪، ۷-۴ نانومتر و ۱-۶ لایه) از شرکت US Research Nanomaterials خریداری شده است. اسید استیک (۹۸٪) و نمک‌های مونوپتاسیم فسفات ( $KH_2PO_4$ ) و دی‌پتاسیم فسفات ( $K_2HPO_4$ ) از شرکت مرک تهیه شده است.

محلول الکتروروسی توسط حل شدن ۰/۱۵ گرم کیتوسان در ۱۰ میلی‌لیتر اسید استیک تهیه شده است. به منظور بدست آوردن محلول هموزن کیتوسان، مخلوط در دمای ۶۵ درجه سانتیگراد به مدت ۱۲ ساعت استریر شده است. سپس، مقادیر مختلف GO (۰/۵، ۱، ۱/۵، ۲، ۲/۵، ۳ درصد وزنی) به محلول کیتوسان اضافه شده است و مخلوط در یک ماشین اولتراسونیک به منظور دیسپرس کامل محلول CS/GO قرار گرفته است. محلول‌های تهیه شده در سرنگ‌های پلاستیکی ریخته شده و فرآیند الکتروروسی تحت ولتاژ، فاصله بین نوک سوزن تا جمع کننده و نرخ تزریق به ترتیب ۲۰ کیلوولت، ۱۲ سانتی‌متر و ۰/۵ میلی‌لیتر بر ساعت انجام شده است. دستگاه الکتروروسی از شرکت فناوران نانومقیاس (ایران) بوده و نانوالیاف بر روی کاغذ آلومینیومی جمع شده است.

در ابتدا، GCE با پودر آلومینا (۰/۳ و ۰/۰۵ میکرون) صیقل داده شده و سپس توسط آب مقطر شسته و خشک شده است. به منظور اصلاح GCE با CS/GO/GOx محلول الکتروروسی محلول CS/GO بر روی سطح GCE الکتروروسی شده است و در ادامه ۰/۱ میکرولیتر محلول GOx (با غلظت‌های مختلف ۵، ۱۰، ۲۰ و ۳۰ میلی‌گرم بر میلی‌لیتر) بر روی سطح نانوالیاف دراپ شده است. بعد از خشک شدن محلول در ۴ درجه سانتیگراد، لایه الکتروروسی جدید با شرایط قبلی بر روی سطح لایه اول قرار گرفته است. مورفولوژی سطح نانو الیاف با استفاده از میکروسکوپ الکترونی بررسی شد. این آنالیز با دستگاه MIRA3 شرکت TE-SCAN صورت پذیرفته است. همچنین عناصر تشکیل دهنده نانوالیاف توسط میکروآنالیزور دیسپرس انرژی

تولید شد [۲۶]. همان‌طور که در بالا ذکر شد، کیتوزان، گرافن اکسید و گلوکز اکسیداز در ترکیب با مواد مختلف استفاده شد. با این حال، یک بررسی ادبی نشان داد که گلوکز توسط الکتروود شیشه‌ای اصلاح شده با نانو الیاف کیتوزان/گرافن اکسید/گلوکز اکسیداز تشخیص داده نشده است. الیاف نانو به دلیل داشتن قطر بین ده‌ها و صدها نانومتر [۲۷] و این اثرات آتی بر خصوصیات الکتروشیمیایی الکتروودهای اصلاح شده با نانوالیاف دارای خصوصیات منحصر بفردی از جمله سطح زیاد در واحد حجم، تخلخل زیاد و اندازه منافذ بین الیافی کوچک است. در مطالعه حاضر، نانوالیاف اکسید گرافن (GO)/کیتوزان (CS) برای اصلاح سطح الکتروود کربن شیشه‌ای (GCE) آماده شد. گلوکز اکسیداز (GOx) به عنوان کاتالیزور روی سطح نانوالیاف جذب شد. به منظور حفظ GOx در سطح نانوالیاف، لایه دیگری از نانو الیاف CS/GO در سطح لایه اول الکتروروسی شد. GOx در میان دو لایه نانوالیاف الکتروواسپن CS/GO به حبس شد. همچنین، مقادیر مطلوب GO و GOx در لایه اصلاح کننده نسبت به خصوصیات الکتروشیمیایی و شرایط تولید تعیین شد. الکتروود با روش‌های مختلف توصیف و آزمون الکتروشیمیایی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. نوآوری مطالعه حاضر می‌تواند بطور خلاصه به شرح زیر باشد:

تولید شد [۲۶]. همان‌طور که در بالا ذکر شد، کیتوزان، گرافن اکسید و گلوکز اکسیداز در ترکیب با مواد مختلف استفاده شد. با این حال، یک بررسی ادبی نشان داد که گلوکز توسط الکتروود شیشه‌ای اصلاح شده با نانو الیاف کیتوزان/گرافن اکسید/گلوکز اکسیداز تشخیص داده نشده است. الیاف نانو به دلیل داشتن قطر بین ده‌ها و صدها نانومتر [۲۷] و این اثرات آتی بر خصوصیات الکتروشیمیایی الکتروودهای اصلاح شده با نانوالیاف دارای خصوصیات منحصر بفردی از جمله سطح زیاد در واحد حجم، تخلخل زیاد و اندازه منافذ بین الیافی کوچک است. در مطالعه حاضر، نانوالیاف اکسید گرافن (GO)/کیتوزان (CS) برای اصلاح سطح الکتروود کربن شیشه‌ای (GCE) آماده شد. گلوکز اکسیداز (GOx) به عنوان کاتالیزور روی سطح نانوالیاف جذب شد. به منظور حفظ GOx در سطح نانوالیاف، لایه دیگری از نانو الیاف CS/GO در سطح لایه اول الکتروروسی شد. GOx در میان دو لایه نانوالیاف الکتروواسپن CS/GO به حبس شد. همچنین، مقادیر مطلوب GO و GOx در لایه اصلاح کننده نسبت به خصوصیات الکتروشیمیایی و شرایط تولید تعیین شد. الکتروود با روش‌های مختلف توصیف و آزمون الکتروشیمیایی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. نوآوری مطالعه حاضر می‌تواند بطور خلاصه به شرح زیر باشد:

تولید شد [۲۶]. همان‌طور که در بالا ذکر شد، کیتوزان، گرافن اکسید و گلوکز اکسیداز در ترکیب با مواد مختلف استفاده شد. با این حال، یک بررسی ادبی نشان داد که گلوکز توسط الکتروود شیشه‌ای اصلاح شده با نانو الیاف کیتوزان/گرافن اکسید/گلوکز اکسیداز تشخیص داده نشده است. الیاف نانو به دلیل داشتن قطر بین ده‌ها و صدها نانومتر [۲۷] و این اثرات آتی بر خصوصیات الکتروشیمیایی الکتروودهای اصلاح شده با نانوالیاف دارای خصوصیات منحصر بفردی از جمله سطح زیاد در واحد حجم، تخلخل زیاد و اندازه منافذ بین الیافی کوچک است. در مطالعه حاضر، نانوالیاف اکسید گرافن (GO)/کیتوزان (CS) برای اصلاح سطح الکتروود کربن شیشه‌ای (GCE) آماده شد. گلوکز اکسیداز (GOx) به عنوان کاتالیزور روی سطح نانوالیاف جذب شد. به منظور حفظ GOx در سطح نانوالیاف، لایه دیگری از نانو الیاف CS/GO در سطح لایه اول الکتروروسی شد. GOx در میان دو لایه نانوالیاف الکتروواسپن CS/GO به حبس شد. همچنین، مقادیر مطلوب GO و GOx در لایه اصلاح کننده نسبت به خصوصیات الکتروشیمیایی و شرایط تولید تعیین شد. الکتروود با روش‌های مختلف توصیف و آزمون الکتروشیمیایی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. نوآوری مطالعه حاضر می‌تواند بطور خلاصه به شرح زیر باشد:

تولید شد [۲۶]. همان‌طور که در بالا ذکر شد، کیتوزان، گرافن اکسید و گلوکز اکسیداز در ترکیب با مواد مختلف استفاده شد. با این حال، یک بررسی ادبی نشان داد که گلوکز توسط الکتروود شیشه‌ای اصلاح شده با نانو الیاف کیتوزان/گرافن اکسید/گلوکز اکسیداز تشخیص داده نشده است. الیاف نانو به دلیل داشتن قطر بین ده‌ها و صدها نانومتر [۲۷] و این اثرات آتی بر خصوصیات الکتروشیمیایی الکتروودهای اصلاح شده با نانوالیاف دارای خصوصیات منحصر بفردی از جمله سطح زیاد در واحد حجم، تخلخل زیاد و اندازه منافذ بین الیافی کوچک است. در مطالعه حاضر، نانوالیاف اکسید گرافن (GO)/کیتوزان (CS) برای اصلاح سطح الکتروود کربن شیشه‌ای (GCE) آماده شد. گلوکز اکسیداز (GOx) به عنوان کاتالیزور روی سطح نانوالیاف جذب شد. به منظور حفظ GOx در سطح نانوالیاف، لایه دیگری از نانو الیاف CS/GO در سطح لایه اول الکتروروسی شد. GOx در میان دو لایه نانوالیاف الکتروواسپن CS/GO به حبس شد. همچنین، مقادیر مطلوب GO و GOx در لایه اصلاح کننده نسبت به خصوصیات الکتروشیمیایی و شرایط تولید تعیین شد. الکتروود با روش‌های مختلف توصیف و آزمون الکتروشیمیایی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. نوآوری مطالعه حاضر می‌تواند بطور خلاصه به شرح زیر باشد:

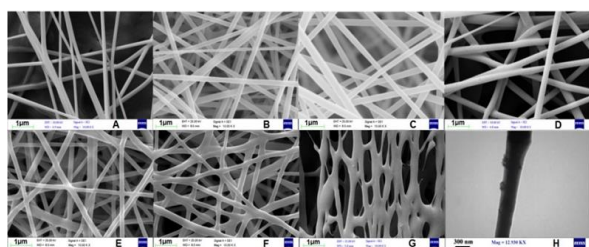
## ۲- فعالیت‌های تجربی

کیتوسان (CS) (وزن مولکولی: ۴۵ کیلودالتون و درجه استیله شدن < ۷۵ درصد) و گلوکز اکسیداز (GOx) (EC 1.1.3.4, )

### ۳- نتایج و بحث

تصاویر FESEM نانوالیاف کیتوسان و CS/GO با درصدهای مختلف GO در شکل ۱ ارائه شده است. همان‌طور که می‌توان مشاهده کرد، نانوالیاف کیتوسان دارای مورفولوژی یکنواخت با سطح صاف می‌باشند. برای نانوالیاف CS/GO مورفولوژی یکنواخت و بدون بید وقتی که حاوی GO در محدوده ۲-۵٪ درصد وزنی است مشاهده شده است، که نتیجه دیسپرس مناسب نانوذرات GO در ماتریس پلیمری می‌تواند باشد. پیش از این، اظهار شده است که کیتوسان و گرافن اکساید می‌توانند به خوبی مخلوط و محلول هموزن را تشکیل دهند و مخلوط بدست آمده در دمای اتاق پایداری مناسبی دارد [۲۸].

با این حال، با افزایش غلظت GO در نانوالیاف، یکنواختی کاهش یافته است. همچنین، برخی چسبندگی‌ها، به خصوص در نقاط اتصال نانوالیاف دیده شده است. با توجه به تصاویر، مورفولوژی نانوالیاف وقتی مقدار GO به ۳ درصد وزنی افزایش یافته تغییر کرده است که به میزان کراسلینک بین زنجیرهای پلیمری بستگی دارد که ویسکوزیته محلول ریسندگی را افزایش می‌دهد. گزارش شده است که چسبندگی بالاتر زنجیر پلیمری در نتیجه مقدار ویسکوزیته بالاتر است [۲۹].



شکل ۱: تصاویر FESEM نانوالیاف: (A) CS، (B) CS/GO/0.5، (C) CS/GO/1(C)، (D) CS/GO/1.5، (E) CS/GO/2، (F) CS/GO/2.5، (G) CS/GO/3 و (H) تصویر TEM نانوالیاف CS/GO/2.

نمودار توزیع قطر نانوالیاف برای نمونه‌های مختلف در شکل ۲ نشان داده شده است. همان‌طور که مشخص است شکل ۲ قسمت B، افزودن GO در پلیمر کیتوسان قطر نانوالیاف را

اشعه ایکس تعیین شد (EDS، شرکت Oxford Instruments، انگلستان).

طیف‌سنجی FTIR نانوالیاف مختلف بوسیله روش طیف‌سنجی تبدیل فوریه مادون قرمز (شرکت Bruker مدل Equinox55، Tensor 27) مورد آزمایش قرار گرفت.

اندازه‌گیری ناحیه سطح نانوالیاف با استفاده از تحلیل‌گر Brunaur-Emmett-Teller (دستگاه BEISORP Mini از شرکت Microtrac Bel Corp) انجام شد.

توزیع اندازه منفذ با استفاده از تحلیل‌گر Barrett-Joyner-Halenda براساس ایزوترم دفع نیتروژن به وسیله یک تخلخل منبع محاسبه شد. این آزمایش نیز توسط دستگاه BEISORP Mini از شرکت Microtrac Bel Corp انجام گردیده است.

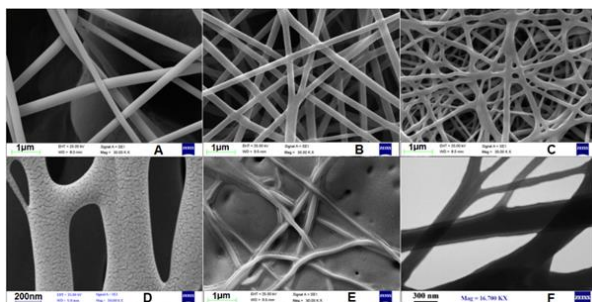
بررسی توپوگرافی سطح نانوالیاف مختلف با استفاده از جذب اتمی (ENTEGRA MDT-AFMNT شرکت NT-MDT) انجام شد.

تایید ساختار نانوالیاف و حضور گرافن اکساید توسط TEM (PHILIPS CM30, NETHERLANDS) در ولتاژ شتاب ۲۰۰ کیلوولت انجام شده است. ضخامت نمونه‌ها با استفاده از یک ضخامت‌سنج CH-1-S اندازه‌گیری شده است.

ولتامتری چرخه‌ای (CV) با استفاده از یک دستگاه الکتروشیمی (پتانسیواست/گالوانواستا) (مدل PGSTAT100 شرکت سازنده Metrohm کشور انگلستان) دارای سه الکتروود با الکتروود گلسی کربن بیر یا اصلاح شده (GCE،  $d=3\text{mm}$ ) به عنوان الکتروود کار انجام شده است. یک سیم پلاتین و Ag/AgCl (اشباع شده) به ترتیب به عنوان الکتروود شمارنده و مرجع استفاده شده است.

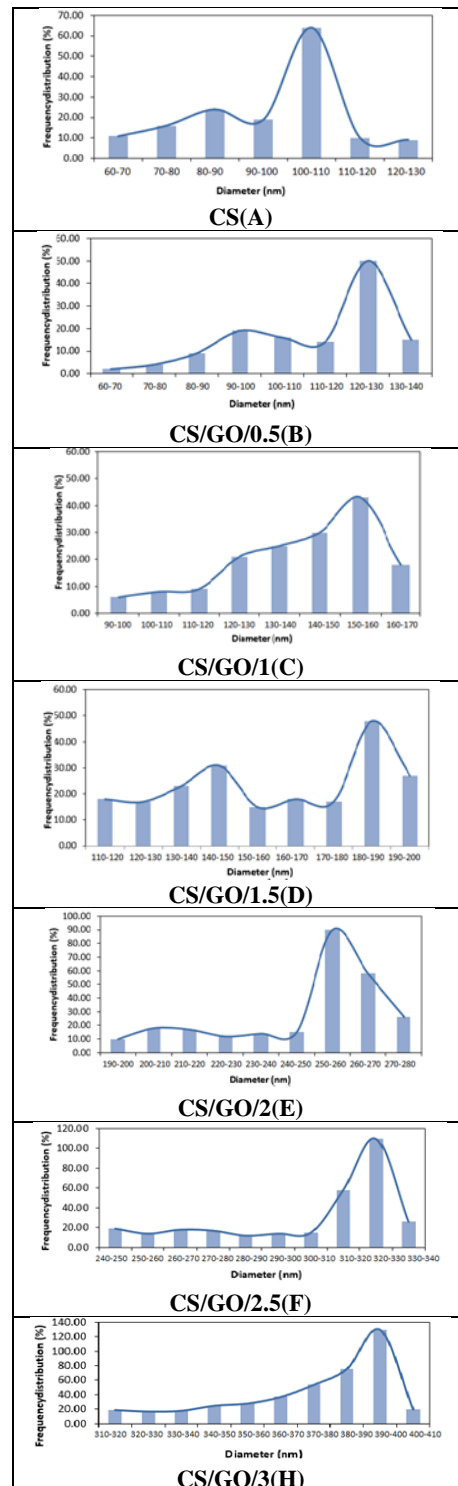
آزمایش‌ها در محلول بافر (۰/۱ مولار) بدون حضور گلوکز و هم‌چنین در حضور گلوکز با غلظت‌های متفاوت (۱۰۰-۰ میلی‌مولار) انجام شده است. اثر pH (۴-۸)، زمان اکسیژن‌دهی (۵-۳۰ دقیقه) و غلظت GOx نیز روی خصوصیات الکتروشیمیایی بررسی شده است. جریان اکسیژن در طول فرآیند الکتروشیمیایی در محلول نگه‌داشته شده است. مساحت سطح الکتروود تهیه شده ۲/۸ بر سانتی متر مربع است.

نتیجه توزیع قطر نانوالیاف ایجاد کراسلینک در میان زنجیره‌های پلیمری را تایید می‌کند، چنین نتایجی توسط سایر محققان نیز گزارش شده است [۲۸]. از تصاویر FESEM می‌توان دریافت که مقدار ۲ درصد وزنی GO میزان بهینه است. تصویر TEM نانولیف CS/GO/2 در شکل ۱H ارائه شده است. حضور GO بر روی سطح نانوالیاف به صورت نقاط تیره مشخص است. تصاویر میکروسکوپی نمونه‌های حاوی مقادیر مختلف GOx در شکل ۳ ارائه شده است. همان‌طور که در تصاویر مشخص است بعد از اضافه کردن GOx یک لایه به بر روی سطح نانوالیاف قرار می‌گیرد. ضخامت لایه هنگامی که مقادیر GOx به ۱۰ و ۲۰ میلی‌گرم بر میلی‌لیتر افزایش می‌یابد، افزایش یافته است. برای CS/GO/2/GOx/20 برخی ترک‌ها و منافذ بر روی سطح نانوالیاف مشاهده شده است، که احتمالاً بدلیل برهمکنش GO، زنجیره‌های CS و GOx با یکدیگر است. افزایش مقدار GOx به ۳۰ میلی‌گرم بر میلی‌لیتر منجر به پر شدن منافذ در بین نانوالیاف می‌شود و مورفولوژی لایه نانوالیاف از نانولیفی به فیلم تغییر می‌کند. میانگین قطر نانوالیاف CS/GO/2/GOx/5، CS/GO/2/GOx/10 و CS/GO/2/GOx/20 به ترتیب ۲۷۰/۵۵، ۲۸۰/۵ و ۲۹۱/۵ نانومتر است. تصویر TEM نانولیف CS/GO/2/GOx/20 در شکل ۳D نشان داده شده است، که ساختار پوسته-مغزی برای نانوالیاف قابل مشاهده است. با توجه به شکل، یک لایه نازک با ضخامت ۲۱ نانومتر بر روی سطح قرار گرفته است. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که ۲۰ میلی‌گرم بر میلی‌لیتر GOx میزان بهینه است.



شکل ۳: FESEM نانوالیاف: (A) CS/GO/2/GOx/5، (B) CS/GO/2/GOx/10، (C) CS/GO/2/GOx/20، (D) CS/GO/2/GOx/20 TEM، (E) CS/GO/2/GOx/30، (F) CS/GO/2/GOx/20 TEM

افزایش داده است. میانگین قطر نانوالیاف برای CS/GO/0.5، CS/GO/1، CS/GO/1.5، CS/GO/2، CS/GO/2.5 و CS/GO/3 به ترتیب ۱۰۵/۱۱، ۱۲۱/۳۷، ۱۵۹/۵۹، ۱۸۸/۴۵، ۲۶۱/۹۷، ۳۲۶/۳۸ و ۳۸۶/۴۹ نانومتر است.



شکل ۲: نمودار توزیع اندازه قطر نانوالیاف برای نمونه‌های مختلف.

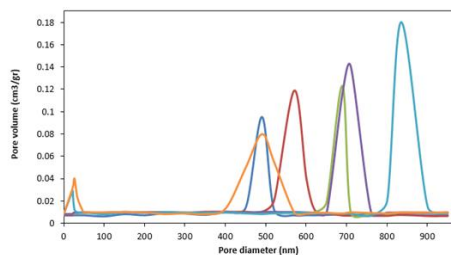




الکتروریسی (۰/۷ و ۱ میلی لیتر) را بر روی سطح الکتروود GCE، پیر، الکتروریسی شده است.

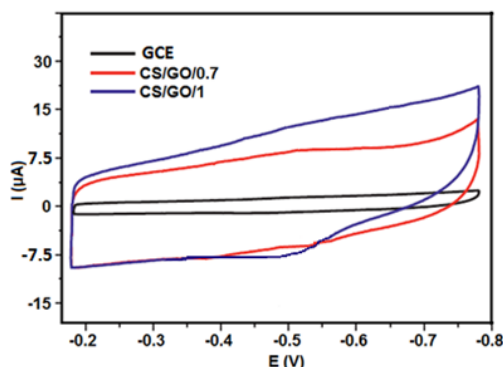
جدول ۱: مقادیر BET نمونه‌های مختلف.

نمونه	BET (m <sup>2</sup> /g)	V <sub>m</sub> (cm <sup>3</sup> /g)	V <sub>m</sub> (cm <sup>3</sup> /g)	BET (m <sup>2</sup> /g)	نمونه
CS	۲۳۳/۳۷	۲۵/۹۷	۳۶/۶۴	۳۵۰/۱۴	CS/GO/2/GOx/5
CS/GO/0.5	۲۴۰/۰۵	۲۶/۹۸	۳۳/۹۸	۳۶۳/۵۲	CS/GO/2/GOx/10
CS/GO/1	۲۶۸/۴۱	۲۹/۱۷	۴۰/۳۱	۳۷۶/۴۴	CS/GO/2/GOx/20
CS/GO/1.5	۳۱۱	۳۳/۶۸	۲۳/۳۵	۱۰۱/۷۷	CS/GO/2/GOx/30
CS/GO/2	۳۶۱/۶۵	۳۸/۱			
CS/GO/2.5	۳۱۵/۳۵	۳۴/۰۴			
CS/GO/3	۲۷۷/۱۶	۲۹/۸۵			



شکل ۶: منحنی‌های توزیع اندازه منفذ نمونه‌های مختلف.

آزمایشات در بافر فسفات ۰/۱ مولار اشباع شده با اکسیژن (pH=۷/۴) بدون گلوکز در سرعت اسکن ۱۰ میلی ولت بر ثانیه انجام شده است. ضخامت لایه برای محلول، ۰/۷ و ۱ میلی لیتر تزریق شده به ترتیب ۳/۶۴۵ و ۷/۳۸۹ است. شکل ۷ منحنی CV را برای GCE و CS/GO با ضخامت مختلف نشان می‌دهد.

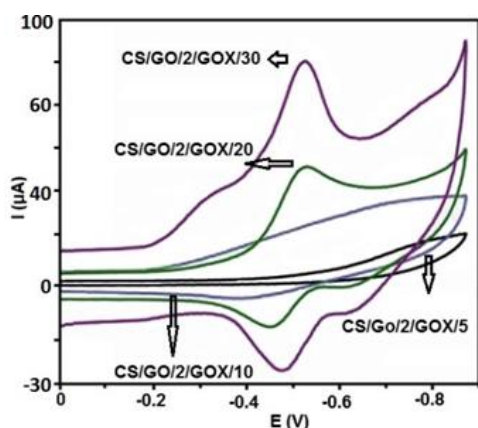


شکل ۷: مقایسه ولتاژمتری چرخه‌ای الکتروود GCE و الکتروود GCE-CS/GO/1 و GCE-CS/GO/0.7 (۱۰ میلی ولت بر ثانیه، غلظت GO برابر ۲ درصد وزنی، بافر فسفات ۰/۱ مولار و pH=۷/۴).

به منظور تایید اینکه مقادیر انتخاب شده برای GO و GOx بهینه است، آنالیز BET و BJH بررسی شده است. مقادیر BET برای نمونه‌های مختلف در جدول ۱ ارائه شده است. همان‌طور که می‌توان مشاهده کرد، مقدار BET برای نانوالیاف CS برابر ۲۳۳/۳۷ مترمربع بر گرم است که به ۲۴۰/۰۵ و ۳۶۱/۶۵ مترمربع بر گرم به ترتیب برای CS/GO/0.5 و CS/GO/2 افزایش یافته است، که به دلیل اضافه کردن GO با ناحیه سطح بالا به پلیمر کیتوسان است. با افزایش مقدار GO به ۲/۵ و ۳ درصد وزنی در نانوالیاف کامپوزیتی مقدار BET کاهش یافته است که می‌تواند به تجمع نانوذرات و چسبندگی نانوالیاف مربوط باشد. از نتایج آنالیزهای FESEM و BET بدست آمده است که مقدار ۲ درصد وزنی GO میزان بهینه است. مقدار BET برای نانوالیاف CS/GO/2/GOx با مقادیر مختلف گلوکز اکسیداز است. مشخص است که افزایش مقدار GOx تا ۲۰ میلی گرم بر میلی لیتر منجر به افزایش مقدار BET می‌شود که احتمالاً به دلیل ایجاد منفذ بر روی نمونه است. دلیل این پدیده برای ما مشخص نیست اما احتمالاً می‌تواند به دلیل برهم کنش CS، GO و GOx با یکدیگر باشد. حضور منافذ بر روی سطح نانوالیاف CS/GO/2/GOx/10 و CS/GO/2/GOx/20 توسط منحنی‌های توزیع اندازه سایز منفذ تایید شده است (شکل ۶). مطابق شکل ۶، ساختار میله‌ای نسبتاً باریک با مرکزیت ۴۹۰، ۵۷۶، ۶۸۹/۵، ۷۱۰، ۸۳۵/۳، ۴۸۸/۱ نانومتر به ترتیب برای CS، CS/GO/2، CS/GO/2/GOx/5، CS/GO/2/GOx/10، CS/GO/2/GOx/20 و CS/GO/2/GOx/30 مشاهده شده است. برای نانوالیاف CS/GO/2/GOx/10 و CS/GO/2/GOx/20 پیک‌هایی در ۲۱ و ۲۶/۴ نانومتر مشاهده شده است که نشان‌دهنده ساختار مزومتخلخل نانوالیاف است [۳۶،۳۷]. افزایش مقادیر حجم منفذ به افزایش میانگین قطر نانوالیاف مربوط است [۳۸،۳۹].

به منظور بررسی ارتباط بین ضخامت لایه الکتروریسی شده با خصوصیات الکتروشیمیایی، دو مقدار مختلف محلول

از نتایج مشخص است که جریان و پتانسیل نانوالیاف CS/GO/GOx بالاتر از الکترودهای اصلاح شده مشابه است [۴۳،۴۴]، که به ناحیه سطح بالا و ساختار متخلخل نانوالیاف مربوط است که افزایش برهمکنش مابین GO، GOx و الکترودها را منجر می‌شود. با این حال، مقادیر جریان و پتانسیل برای CS/GO/2/GOx/30 بسیار نزدیک به مقادیر نمونه CS/GO/2/GOx/20 است، که می‌تواند به دلیل پرشدن منافذ موجود در میان نانوالیاف باشد که تخلخل و ناحیه سطح لایه نانولیفی را کاهش می‌دهد و باعث محدود شدن برهم‌کنش GO، GOx و GCE می‌شود. بنابراین، مقدار ۲۰ میلی‌گرم بر میلی‌لیتر میزان بهینه انتخاب شده است. نتایج آنالیز BET و BJH با نتایج آنالیز الکتروشیمیایی مطابقت کامل دارد.



شکل ۸: ولتامتری چرخه‌ای GCE اصلاح شده با مقادیر مختلف GOx در بافر فسفات با اکسیژن اشباع شده در سرعت اسکن ۱۰ میلی‌ولت بر ثانیه و غلظت گلوکز ۰/۱ میلی‌مولار.

نتایج اثر سرعت اسکن‌های مختلف بر روی خصوصیات الکتروشیمیایی در شکل ۹A نشان داده شده است. همان‌طور که از شکل مشخص است با افزایش سرعت اسکن از ۱۰ به ۱۰۰ میلی‌ولت بر ثانیه جریان ردوکس افزایش می‌یابد که نشان‌دهنده واکنش ردوکس GOx بر روی سطح الکترودها است که یک فرآیند الکتروشیمیایی کنترل شده شبه برگشت پذیر است [۴۵]. با این حال، فرآیند ردوکس ساختار آندی و کاتدی بیشتر را در سرعت اسکن پایین نشان می‌دهد.

همان‌طور که می‌توان مشاهده کرد با افزایش مقدار تزریق پلیمر (ضخامت لایه) جریان افزایش یافته است، که به بهبود هدایت الکتریکی از طریق افزایش مقدار GO با هدایت بالا در لایه الکترورسی شده و انتقال سریع الکترون مربوط است. با این حال، تفاوت بین جریان پیک کاتدی برای الکترودها با مقادیر ۰/۷ و ۱ میلی‌لیتر پلیمر چشم گیر نیست. از طرفی، زمان تولید الکترودها می‌تواند یک پارامتر مهم در تولید الکترودها جدید باشد. به این منظور میزان ۰/۷ میلی‌لیتر پلیمر تزریق شده به عنوان بهینه انتخاب شده است.

بررسی اثر مقدار GOx بر خصوصیات الکتروشیمیایی توسط مقادیر مختلف GOx بر روی سطح الکترودها بررسی شده است و نتایج در شکل ۸ نشان داده شده است.

همان‌طور که در شکل مشخص است میزان GOx در لایه نانوالیاف باعث افزایش جریان می‌شود. همچنین، ولتاژ پیک ردوکس به مقادیر بالاتر منتقل شده است. واکنش بیوکاتالیستی گلوکز اکسیداز توسط کاهش گروه فلاوین آنزیم با واکنش گلوکز انجام می‌شود. این واکنش با اکسیداسیون دوباره فلاوین توسط اکسیژن و احیا شکل اکسید شده فلاوین ادامه می‌یابد [۴۰]. حسگر زیستی گلوکز بر پایه رفتار الکتروشیمی مستقیم بین الکترودها و گلوکز اکسیداز محبوس شده به دلیل انتخاب گری بالا، تشخیص حساس گلوکز و هزینه ساخت نسبتاً کم، بسیار پیشنهاد شده است [۴۱،۴۲].

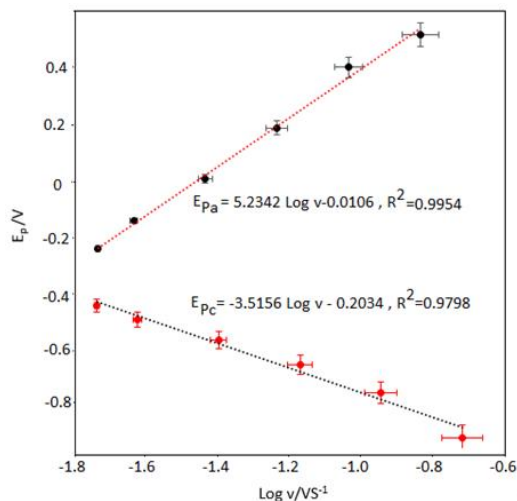
با توجه به شکل ۷ و ۸ مشخص است که هیچ پیکی در منحنی ولتامتری چرخه‌ای GCE-CS/GO مشاهده نشده است، اما یک زوج پیک ردوکس مجزا در الکترودهای GOx بدست آمده است که نشان‌دهنده پیک ردوکس GOx است. ماکزیمم پیک پتانسیل آندی (Epa) و ماکزیمم پیک پتانسیل کاتدی (Epc) به ترتیب در ۰/۴۷۳ و ۰/۵۲۹- ولت مشاهده شده است. همچنین، ماکزیمم پیک جریان آندی و کاتدی (Ipa و Ipc) به ترتیب در ۴۳/۹ و ۱۵/۸- میکروآمپر مشاهده شده است.



اسکن بر حسب ولت بر ثانیه، ثابت گاز بر حسب ژول بر کلون در مول و دما بر حسب کلون است. با فرض تعداد الکترون‌های منتقل شده در ردوکس برابر ۲ ( $n=2$ )، مقدار پارامتر  $D$  برابر  $10^{-8} * 1/4$  مول بر سانتی‌متر مربع تعیین شده است. وجود تعداد بیشتری سایت فعال روی سطح نانوالیاف دلیل ظهور مقدار  $D$  بیشتر است [۴۷]. با توجه به مقدار  $R^2$  منحنی‌ها (شکل ۱۰B) روابط خطی دارند. همچنین، جدایی پیک به پیک کوچک بوده که تاییدکننده این است که فرآیند ردوکس الکتروکاتالیست اصلاح شده فرآیندی برگشت‌پذیر و محدودکننده سطح است. اختلاف پتانسیل ( $\Delta E_p$ ) می‌تواند با معادله ۲ محاسبه شود و سپس سرعت انتقال الکترون تعیین شود.

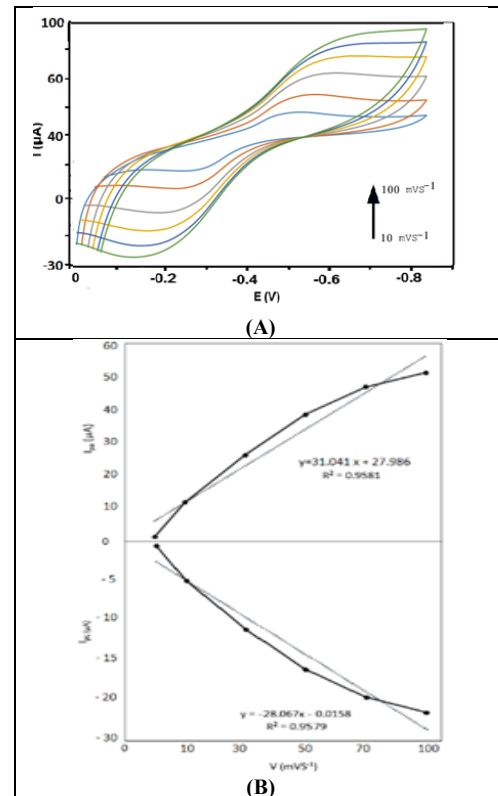
$$\Delta E_p = |E_{pc} - E_{pa}| \quad (2)$$

که در آن  $E_{pa}$  و  $E_{pc}$  به ترتیب ولتاژ آندی و کاتدی است. نمودارهای  $E_{pa}$  و  $E_{pc}$  در مقابل لگاریتم سرعت‌های اسکن در شکل ۱۱ نشان داده شده است.



شکل ۱۰: نمودار پتانسیل پیک ( $E_p$ ) در مقابل لگاریتم سرعت اسکن در سرعت‌های اسکن مختلف از ۱۰ به ۱۵۰ میلی‌ولت بر ثانیه.

ثابت انتقال ( $k_s$ ) برای  $GO_x$  در GCE اصلاح شده می‌تواند با استفاده از مدل لاورونس (معادله ۳) تخمین زده شود [۴۸].

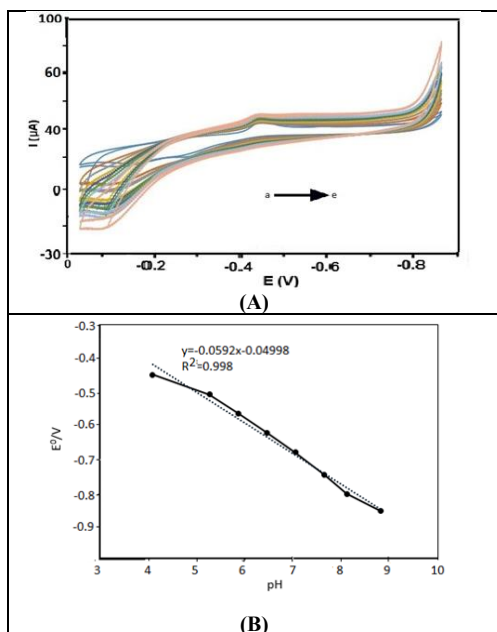


شکل ۹: (A) ولتامتری چرخه‌ای CS/GO/2/GOx/20 در بافر فسفات با سرعت‌های اسکن مختلف ۱۰، ۲۰، ۳۰، ۴۰، ۶۰، ۱۰۰، ۱۲۰ و ۱۵۰ mVs<sup>-1</sup> و (B) نمودار خطی جریان پیک در مقابل سرعت‌های اسکن.

نمودارهای خطی جریان آندی و کاتدی در مقابل سرعت اسکن در شکل ۱۰B نشان داده شده است. همان‌طور که می‌توان مشاهده کرد، با افزایش مقدار سرعت اسکن، جریان پیک ردوکس به صورت خطی افزایش یافته است. پوشش سطح  $GO_x$  با توجه به معادله ۱ و با استفاده از مقدار شیب نمودار سرعت اسکن و جریان پیک محاسبه شده است [۴۶].

$$I_p = \frac{n^2 F^2 v A D}{4RT} \quad (1)$$

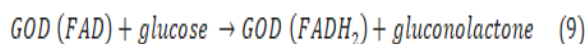
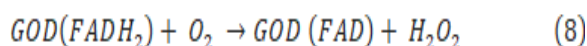
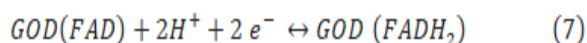
که در آن  $I_p$ ،  $n$ ،  $F$ ،  $A$ ،  $D$ ،  $v$ ،  $R$  و  $T$  به ترتیب ماکزیمم جریان در آمپدانس تعداد انتقال الکترون‌ها در فرآیند ردوکس، ناحیه الکتروکاتالیست بر حسب  $cm^2$ ، ثابت فارادی بر حسب کلون بر مول، پوشش سطح بر حسب مول بر سانتی‌متر مربع، غلظت بر حسب مول بر سانتی‌متر مربع، سرعت



شکل ۱۱: (A) ولتامتری چرخه‌ای الکترود تهیه شده در محلول بافر فسفات با مقادیر مختلف pH برابر ۶/۵، ۷/۴، ۸/۲، ۹/۵ و ۹/۵ با سرعت اسکن ۱۰ میلی‌ولت بر ثانیه، (B) نمودار خطی پتانسیل ردوکس در مقابل pH.

۱۲ نشان داده شده است. بعد از افزودن گلوکز، شکل ولتامتری چرخه‌ای با افزایش جریان پیک و کاهش اکسیداسیون تغییر کرده است. افزودن واکنش الکتروکاتالیستی (معادله ۷ و ۸) را با کاهش غلظت شکل اکسید شده  $GO_x$  بر روی سطح الکترود توسط واکنش کاتالیستی-آنزیم (معادله ۹) مهار کرده و منجر به کاهش جریان واکنش شده است.

جریان پیک کاتدی ( $I_{pc}$ ) به واکنش ( $FAD$ ) مربوط است. در حالی که، جریان پیک آندی ( $I_{pa}$ ) به اکسیداسیون ( $FADH_2$ ) مربوط است [۵۱]. کاهش جریان هم چنین به مصرف اکسیژن نیز مربوط است [۵۲].



$$\log K_s = \alpha \log(1-\alpha) + (1-\alpha) \log \alpha - \log \frac{RT}{nFv} - \frac{\alpha(1-\alpha)nF\Delta E_p}{2.3RT} \quad (3)$$

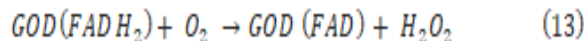
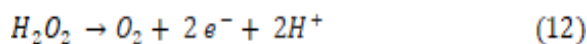
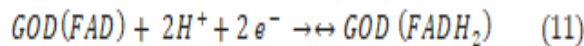
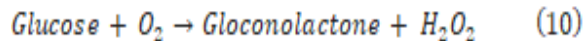
که در آن  $K_s$  ضریب انتقال،  $n$  تعداد الکترون منتقل شده و  $\alpha$  ثابت سرعت ناهمگن استاندارد،  $v$  سرعت جابجایی (ولت بر ثانیه)،  $R$  ثابت گاز (ژول بر کلوین در مول)،  $F$  ثابت فارادی و  $E_p$  پتانسیل پیک کاتدی است. با استفاده از شیب منحنی‌ها در شکل ۱۰،  $\alpha$  برابر ۰/۴۹ محاسبه شده است. همچنین مقدار  $K_s$  برای GCE اصلاح شده برابر ۳/۲۷ بر ثانیه تعیین شده است. سرعت انتقال الکترون نشانگر میزان احیا واکنش اکسیداسیون بر روی الکترود است. مقدار  $K_s$  بیشتر منجر به بهبود ارتباط بین سایت فعال  $GO_x$  و الکترود است.

اثر pH محلول بر رفتار الکتروشیمیایی الکترود تهیه شده، بررسی شد و نتایج در شکل ۱۱ نشان داده شده است. با توجه به شکل مشاهده می‌شود که افزایش مقدار pH، پتانسیل پیک آندی و کاتدی را به مقادیر کمتر منتقل کرده است، که به دلیل فرآیند ردوکس FAD است که هر دو جریان پیک آندی و کاتدی افزایش یافته است. ماکزیمم جریان در pH=۷/۴ بدست آمده و افزایش بیشتر در مقدار pH باعث کاهش مقدار جریان شده است، که می‌تواند به دلیل تخریب ترکیبات آنزیم و  $H^+$  برای فرآیند الکتروشیمیایی باشد. در تحقیقات گذشته نیز گزارش شده است که فعالیت زیستی GCE اصلاح شده با  $GO_x$  به pH وابسته است.

ارتباط بین pH و پتانسیل ردوکس ( $E^0$ ) در شکل ۱۱B نشان داده شده است. می‌توان مشاهده کرد که پتانسیل ردوکس بطور خطی در محدوده pH برابر ۳/۵-۹/۵ با شیب ۵۹/۲- میلی‌ولت بر pH تغییر کرده است. این مقدار نزدیک به مقدار تئوری ۵۸/۶- میلی‌ولت بر pH است که نشان‌دهنده انتقال دو پروتون و دو الکترون در فرآیند الکتروشیمیایی است [۴۹،۵۰].

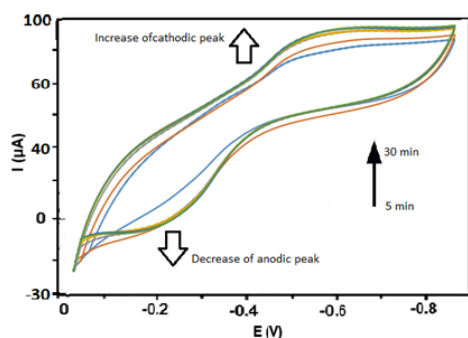
بررسی حد تشخیص گلوکز توسط تغییر غلظت گلوکز در محلول آزمایش الکتروشیمی انجام شده است و نتایج در شکل

GOx اکسیژن محلول را توسط تولید دوباره (FAD) GOx (معادله ۱۳) الکتروکاتالیست می‌کند؛ این واکنش‌ها مکرراً تکرار می‌شود.



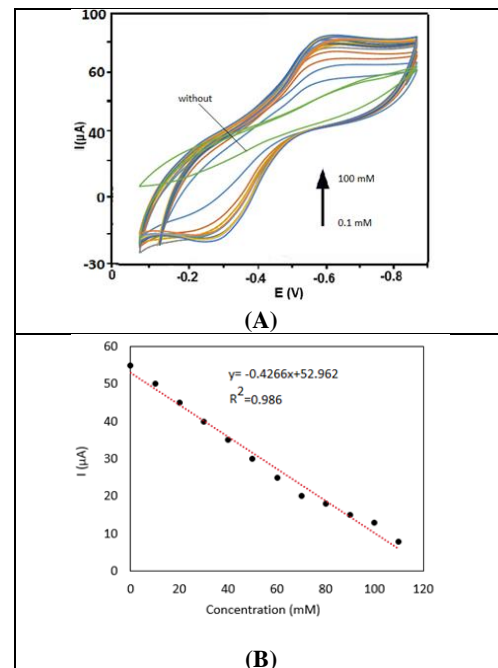
H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> تولید شده توسط واکنش الکتروشیمیایی اکسید می‌شود و جریان ردوکس را تولید می‌کند، این جریان متناسب با غلظت گلوکز در محلول آزمایش است.

اثر اکسیژن حل شده در محلول بر روی خصوصیات الکتروشیمیایی توسط زمان‌های مختلف حضور اکسیژن حل شده (۵-۳۰ دقیقه) بررسی شده است. نتایج شکل ۱۳ افزایش جریان پیک را با افزایش زمان اکسیژن‌دهی بالای ۲۰ دقیقه نشان می‌دهد. بعد از آن، جریان تقریباً ثابت می‌شود که نشان‌دهنده اشباع شدن محلول از اکسیژن است. افزایش غلظت اکسیژن منجر به افزایش جریان پیک کاتدی و کاهش جریان پیک آندی به دلیل واکنش الکتروکاتالیستی اکسیژن محلول و احیا GOD(FAD) شده است (معادله ۱۳).



شکل ۱۳: ولتامتری چرخه‌ای الکتروود اصلاح شده در محلول بافر فسفات اشباع شده با اکسیژن (۰/۱ مولار، pH=۷/۴) در غلظت گلوکز ۰/۱ میلی‌مولار و زمان‌های مختلف اکسیژن‌دهی ۵، ۱۰، ۱۵، ۲۰، ۲۵ و ۳۰ دقیقه.

به منظور بررسی رفتار الکتروشیمیایی حسگر زیستی از روش ولتامتری چرخه‌ای و آمپرومتری استفاده می‌شود. اگرچه،



شکل ۱۲: (A) ولتامتری چرخه‌ای الکتروود اصلاح شده در محلول بافر فسفات اشباع شده با اکسیژن (۰/۱ مولار، pH=۷/۴) در غلظت‌های مختلف گلوکز و سرعت اسکن ۱۰ میلی‌ولت بر ثانیه، (B) منحنی کالیبراسیون: ارتباط خطی بین جریان پیک کاتدی با غلظت گلوکز.

منحنی کالیبراسیون یک ناحیه خطی از جریان ولتامتری چرخه‌ای در مقابل غلظت گلوکز را در شکل ۱۲B نشان می‌دهد. با توجه به شکل، ناحیه خطی در محدوده غلظت ۰/۰۵ تا ۲۰ میلی‌مولار است. همچنین، حساسیت و حد تشخیص به ترتیب ۶/۸۶ میکروآمپر بر میلی‌مولار در سانتی‌متر مربع و ۰/۰۲ میلی‌مولار بود [۵۲، ۵۳].

در مقالات متعددی پیشنهاد شده است که حسگر زیستی می‌تواند انتخاب مناسبی برای تعیین سطح گلوکز خون انسان باشد. همچنین گزارش شده است که محدوده نرمال غلظت گلوکز خون ۶/۶-۴/۴ میلی‌مولار و غلظت‌های بالاتر از ۷ میلی‌مولار به عنوان سطح دیابتی در نظر گرفته می‌شود [۵۳]. مکانیزم تشخیص گلوکز با GOx بر اساس تشخیص H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> است که در طول اکسیداسیون گلوکز در حضور اکسیژن محلول تولید می‌شود. مکانیزم تشخیص گلوکز در معادله ۱۱ و ۱۲ ارائه شده است.

دلیل انتقال الکترون بین GOx و الکتروود، تبدیل سریع GOx (FAD) به GOx (FADH<sub>2</sub>) است. سپس،

GOx به ترتیب ۲٪ وزنی و ۲۰ میلی گرم بر میلی لیتر بود، بدست آمد. بررسی پارامترهای عملیاتی نشان داد که مقدار بهینه برای زمان اکسیژن دهی و pH به ترتیب ۲۰ دقیقه و ۷/۴ است. نتایج الکتروشیمیایی نشان داد که حسگر زیستی گلوکز تهیه شده دارای حساسیت بالای (۱۰۰۶/۸۶ میکروآمپر بر میلی مول در سانتی متر مربع)، دامنه خطی گسترده (۲۰-۰/۰۵ میلی مولار) و حد تشخیص کم (۰/۰۲ میلی مولار) است.

## مراجع

- [1] P. Mehrotra, *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, **6**, 2016, 153.
- [2] S. Wu, L. Liu, S. Wang, P. Wang, H. *Materials Letters*, **316**, 2022, 13201.
- [3] B. Wang, J. Anzai, *Materials*, **8**, 2015, 8590.
- [4] A. Thakur, Verma, W.F. Alsanie, G. Christie, V.K. Thakur, *Materials Letters*, **307**, 2022, 130971.
- [5] F. Gunes, A. Aykac, M. Erol, C. Erdem, H. Hano, B. Uzunbayir, M. Sen, A. Erdem, *Journal of Alloys and Compounds*, **895**, 2022, 162688.
- [6] D.R. Whiting, L. Guariguata, C. Weil, J. Shaw, *Diabetes Res. Clin. Pract.*, **94**, 2011, 311.
- [7] S. Hoon-Baek, J. Roh, Chan, Y. Park, M. Woo-Kim, R. Shi, S. Kumar-Kailasa, T. Jung-Park, *Materials Science and Engineering: C*, **107**, 2020, 110273.
- [8] A. Azzouz, S. Kumar Kailasa, P. Kumar, E. Ballesteros, *Trends in Analytical Chemistry*, **113**, 2019, 256.
- [9] K. Ferri, Kojima, K. Sode, *Diabetes Sci. Technol.*, **5**, 2011, 1068.
- [10] K. Huang, L. Wang, J. Li, T. Gan, Y. Liu, *Measurement*, **46**, 2013, 378.
- [11] B.S. Dakshayini, K. Raghava-Reddy, A. Mishra, N.P. Shetti, S.J. Malode, *Microchemical Journal*, **147**, 2019, 7.
- [12] S. Kumar, S.D. Bukitgar, S. Singh, P. Vanshika-Singh, K. Raghava Reddy, N.P. Shetti, C.V. Reddy, V. Sadhu, S. Naveen, *Chemistry Europe*, **4**, 2019, 5322.
- [13] E. Buk, Emregul, K. Cebesoy Emregul, *Materials Science and Engineering: C*, **74**, 2017, 307.
- [14] E. Muncinelli Caldas, D. Novatzky, M. Deon, E. Weber de Menezes, P. Francisco-Hertz, T. Maria Haas Costa, L. Ticona Arenas, *Microporous and Mesoporous Materials*, **247**, 2017, 95.
- [15] P. Moozarm-Nia, W. Pei-Meng, F. Lorestani, Y. Alias, *Sensors and Actuators B: Chemical*, **209**, 2015, 100.
- [16] M. Baghayeri, *RSC Advance*, **5**, 2015, 18267.
- [17] Y. Goud, S. Kumar-Kailasa, V. Kumard, Y. Fai-Tsang, S.E. Lee, K.V. Gobi, H. Kim, *Biosensors and Bioelectronics*, **121**, 2018, 205.
- [18] H.Y. Mao, Y.H. Lu, J.D. Lin, S. Zhong, A.T.S. Wee, W. Chen, *Progress in Surface Science*, **88**, 2013, 132.
- [19] N.P. Shetti, S.J. Malode, D.S. Nayak, G.B. Bagihalli, K. Raghava-Reddy, K. Ravindranadh, *Microchemical Journal*, **149**, 2019, 103985.
- [20] M. Masoudi-Farid, L. Goudini, F. Piria, A. Zamani, F. Saadati, *Food Chemistry*, **194**, 2016, 61.
- [21] X. Li, X. Wang, L. Zhang, S. Lee, H. Dai, *Science*, **319**, 2008, 1229.
- [22] H.X. Chang, L.H. Tang, Y. Wang, J.H. Jiang, J.H. Li, *Anal. Chem.*, **82**, 2010, 2341.
- [23] C. Shan, H. Yang, J. Song, D. Han, A. Ivaska, L. Niu, *Anal. Chem.*, **81**, 2009, 2378.

برخی تکنیک‌های دیگر مانند کروئوآمپرومتری، فتوالکتروشیمیایی و ولتامتری پالس دیفرانسیل نیز استفاده می‌شود. بیشترین پارامترهای گزارش شده با هدف توصیف رفتار الکتروشیمیایی حسگر زیستی را می‌توان با عنوان دامنه تشخیص، حساسیت و حد تشخیص خلاصه کرد. یک مقایسه بین مطالعه حاضر و مطالعات پیشین انجام شده است و نتیجه در جدول ۲ نشان داده شده است. واضح است که حسگر زیستی تهیه شده حد تشخیص کم و حساسیت بالا را نشان می‌دهد. این امر می‌تواند به دلیل ناحیه سطح زیاد لایه اصلاح کننده، پایداری بالا GO<sub>x</sub> بر روی نانوالیاف و استفاده بهینه از مقادیر GO و GO<sub>x</sub> باشد.

جدول ۲: مقایسه پارامترهای عملیاتی مطالعه حاضر با مطالعات پیشین.

مرجع	حساسیت (میکروآمپر بر میلی مولار در سانتی متر مربع)	پایین ترین حد تشخیص (میکرو مولار)	محدوده (میلی مولار)	روش
M. Shukla, etal, 2017, 798 S.	۳۰/۸۵	۱	۰/۴-۵	آمپرومتری
Palanisamy, etal, 2015, 2412	۵۸/۴	۱۲	۰/۳-۵	ولتامتری چرخه ای
G. Ren, etal, 1559	-	۵۰	۱-۱	آمپرومتری
X. Cao, etal, 2014, 1	۲/۳۳۶	۴/۲	۱-۹۵۰/۰/۰۵	ولتامتری چرخه ای
F. Meng, etal, 2013, 141	۲۲/۱۲	۶/۲	۸-۰	ولتامتری چرخه ای
J. Wu, etal, 2011, 4354	۱۹/۰۲	۰/۸	۰/۵-۱/۵	آمپرومتری
A. Altun, etal, 2019, 110069	۱۰۴/۹۶	۱/۹	۰/۵-۱	آمپرومتری
B. Han, etal, 724	۶۲/۹	۰/۱۳	۰/۹-۰/۰۵	کروئوآمپرومتری وولتامتری چرخه ای
Li-N. Wu, etal, 2019, 837	۴۲۱/۵	۰/۰۴	۰/۳۳۴-۴۹۵۰/۱۰ <sup>۴</sup>	کروئوآمپرومتری وولتامتری چرخه ای
مطالعه حاضر	۱۰۰۶/۸۶	۰/۰۲	۰/۲۰-۰/۰۵	ولتامتری چرخه ای

## ۴- نتیجه گیری

در این پژوهش، نانوالیاف CS/GO با هدف تولید حسگر زیستی گلوکز بر روی سطح GCE الکتروریسی شده است. GOx به عنوان آنزیم در میان دو لایه نانوالیاف محبوس شده است. آنالیز مشخصه یابی نشان داد که مورفولوژی یکنواخت با خواص الکتروشیمیایی مناسب هنگامی که مقدار GO و

- [39] Z. Men, W. Fang, D. Li, Z. Li, C. Sun, *Sci. Rep.*, **4**, 2014, 4606.
- [40] S. Rafiei, *Journal of color science and technology*, **50**, 2018, 251.
- [41] A. Berenjian, L. Maleknia, Gh. Chizari-Fard, A. Almasian, *Journal of the Taiwan Institute of Chemical Engineers*, **86**, 2018, 57.
- [42] A. Almasian, M.E. Olya, N.M. Mahmoodi, *Journal of the Taiwan Institute of Chemical Engineers*, **49**, 2015, 119.
- [43] J. Wang, *Chem. Rev.*, **108**, 2008, 814.
- [44] B. Haghighi, M.A. Tabrizi, *Colloids Surf. B*, **103**, 2013, 566.
- [45] L. Chen, H. Xie, J. Li, *Solid State Electrochem*, **16**, 2012, 3323.
- [46] X. Kang, J. Wang, H. Wua, I.A. Aksay, J. Liu, Y. Lin, *Biosensors and Bioelectronics*, **25**, 2009, 901.
- [47] Y. Wang, Y. Li, L. Tang, J. Lu, *Electrochemistry Communications*, **11**, 2009, 889.
- [48] L. Fang, B. Liu, L. Liu, Y. Li, K. Huang, Q. Zhang, *Sensors and Actuators B: Chemical*, **222**, 2016, 1096.
- [49] M. Zai, M. Makshoof Athar, *Int. J. Electrochem. Sci.*, **10**, 2015, 6690.
- [50] D. Wen, Y. Liu, G.C. Yang, S.J. Dong, *Electrochim. Acta*, **52**, 2007, 5312.
- [51] A. Almasian, F. Najafi, *New J. Chem.*, **42**, 2018, 2013.
- [52] Q. Zeng, J. Cheng, F. Liu, T. Bai, H. Jiang, *Biosensors and Bioelectronics*, **26**, 2011, 3456.
- [53] Q. Liu, X.B. Lu, J. Li, *Biosensors and Bioelectronics*, **22**, 2007, 3203.
- [24] J.H. Choi, K.J. Kim, B.S. Kim, H.G. Lee, S.H. Kim, *Journal Nanotechnology Reviews*, **113**, 2009, 9433.
- [25] Q. Zeng, S. Cheng, F. Liu, T. Bai, H. Jiang, *Biosensors and Bioelectronics*, **26**, 2011, 3456.
- [26] Y. Wang, *Electrochemistry Communications*, **11**, 2009, 889.
- [27] X. Kang, J. Wang, H. Wu, I.A. Aksay, J. Liu, Y. Lin, *Biosensors and Bioelectronics*, **25**, 2009, 901.
- [28] A. Almasian, M.E. Olya, N.M. Mahmoodi, *Fibers and Polymers*, **16**, 2015, 1925.
- [29] Han, L. Yan, W. Chen, W.L. *Carbohydrate Polymers*, **83**, 2011, 653.
- [30] M.R. Yarandpour, A. Rashidi, R. Khajavi, N. Eslahi, *Journal of color Science and Technology*, **4**, 1399, 255.
- [31] A. Almasian, N.M. Mahmoodi, M.E. Olya, *Journal of the Taiwan Institute of Chemical Engineers*, **49**, 2015, 119.
- [32] W. Chiu, Chin.A. Lin, P.D. Hong, *Journal of Polymer Research*, **18**, 2011, 367.
- [33] S. Stankovich, D.A. Dikin, G.H.B. Dommett, K.M. Kohlhaas, *Nature*, **442**, 2006, 282.
- [34] A. Shahzad, W. Miran, K. Rasool, M. Nawaz, J. Jang, *RSC Adv.*, **7**, 2017, 9764.
- [35] Z. Huang, Z. Li, L. Zheng, L. Zhou, Z. Chai, X. Wang, W. Shia, *Chemical Engineering Journal*, **328**, 2017, 1066.
- [36] A. Almasiana, M.E. Olya, N.M. Mahmoodi, *Desalination and Water Treatment*, **18**, 2019, 1.
- [37] V. Datsyuk, M. Kalyva, K. Papagelis, J. Parthenios, D. Tasis, A. Siokou, I. Kallitsis, *Carbon*, **46**, 2008, 833.
- [38] Z. Li, L. Sheng, *Microchimica Acta*, **183**, 2016, 1625.