

مطالعه خواص الکتروشیمیایی زیست حسگر چاپی گلوکز مبتنی بر جوهر گرافن

سعیده مزینانی^۱، نغمه غلامعلی زاده^{۲*}، مجید عبدوس^۲، علی محمد بازرگان^{۱،۳}

^۱ پژوهشکده فناوری های نو، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

^۲ دانشکده شیمی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

^۳ شرکت کارا پژوهش امیرکبیر، تهران

چکیده

مطالعه الکترونیک چاپی یکی از عناصر مهم در تحولات تولید صنعتی است. جهت نیل به این مهم، در پژوهش حاضر، (الف) یک الکتروود بر پایه جوهر رسانای گرافن با استفاده از فرآیند چاپ صفحه‌ای چاپ شد، (ب) شرایط پخت در هوا برای جوهر گرافن اعمال شد، و (ج) تثبیت آنزیم (با استفاده از گرافن سه بعدی) و عملکرد الکتروشیمیایی حسگر زیستی چاپ شده بررسی شد. این روش تولید حسگر زیستی مقیاس‌پذیر خصوصیات قابل توجهی مانند حساسیت بالا $769/9 \mu A.mM^{-1}.cm^{-2}$ دارد و محدوده خطی آن $0/2$ تا 16 mM برای نظارت بر قند خون انسان در طول روز در زمان پاسخ کوتاه مناسب است.

واژه‌های کلیدی: الکترونیک چاپی، جوهر رسانای گرافنی، زیست‌حسگر گلوکز، حسگر زیستی منعطف

Gholamalizadeh@aut.ac.ir: ایمیل نویسنده مسئول

۱-مقدمه

مطالعه الکترونیک چاپی یکی از عناصر مهم در پیشرفت‌های تولیدات صنعتی مانند حسگرهای زیستی است. از کاربردهای مربوط به الکترونیک چاپی می‌توان به تولید حسگر بیوشیمیایی و پزشکی، منسوجات الکترونیکی، مدار چاپی، RFID و غیره اشاره کرد [۱]. ساخت چنین دستگاه‌هایی روی بسترهای منعطف برای کاربردهای تجاری جهت داشتن قابلیت انعطاف‌پذیری به منظور استفاده در کاربردهای مختلف از ارزش قابل توجهی برخوردار است [۲]. چاپ صفحه‌ای یک روش چاپ انبوه است که با فشار دادن جوهر از طریق یک شابلون طرح‌دار با یک تیغه تحقق می‌یابد. این روش به طور گسترده برای ساخت ابزارهای الکترونیک مورد استفاده قرار گرفته است [۳]. جوهرهای رسانای متداول را می‌توان به سه دسته طبقه‌بندی کرد: فلزات، بسپارهای رسانا و نانومواد کربنی. از نانو ذرات فلزی می‌توان به نانوذرات نقره اشاره کرد که به دلیل رسانایی بالا یکی از پرکاربردترین جوهرهای مورد استفاده است [۴]. جوهرهای بسپارری رسانا به طور معمول رسانایی کمتری دارند و به دلیل محدودیت‌هایی مانند بی‌ثباتی شیمیایی و حرارتی بسپارها، به سختی می‌توان از آنها استفاده

کرد [۲، ۵]. درنهایت، رسانایی بالا و قیمت پایین مواد کربنی باعث می‌شود گرافن که ماده‌ای بر پایه کربن با ساختار پوسته‌ای است، جایگزین مناسبی برای تولید جوهر رسانا باشد. رسانایی بالا، پایداری و انعطاف‌پذیری، جوهر گرافن را ماده مناسبی برای الکترونیک چاپی می‌کند [۳]. تولید حسگرهای قدرتمند، قابل حمل و انعطاف‌پذیر کیفیت زندگی را به میزان قابل توجهی بهبود بخشیده است زیرا با حساسیت بالا و کارایی آسان، نتایج را بطور سریع ارائه می‌دهند [۱-۳]. مطالعات زیادی در زمینه تولید زیست‌حسگر گلوکز بر پایه الکتروودهای ساخته شده از چندسازه‌های مختلف گرافنی صورت گرفته است. استفاده از اکسید گرافن (GO) [۴] و اکسید گرافن احیا شده (rGO) [۵] از متداول‌ترین منابع گرافن بکار رفته در این الکتروودها است که در پژوهش‌های پیشین مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند. در پژوهشی که توسط آنتوان پوپوف [۶] صورت گرفته، rGO در ترکیب با پلی آنیلین (PANI) که بعنوان ماتریس متخلخل جهت تثبیت گلوکز اکسیداز (GOx) انتخاب شده است، بر بستری از میله‌ی گرافیتی برای ایجاد حسگر زیستی آمپرومتریک گلوکز استفاده شد. حسگر ساخته شده قادر به تشخیص گلوکز با محدوده‌ی

الکتروشیمیایی قرار گرفت.

۲- بخش تجربی

جوهر رسانای گرافن و گرافن سه بعدی از شرکت کاراپژوهش امیرکبیر (KPA) خریداری شده است. پلی اتیلن ترفتالات (PET) و پلی وینیل کلراید (PVC) در گرید ورق به ترتیب با ضخامت‌های $150 \mu\text{m}$ و 2 mm به عنوان بستر چاپ و تیغه برای انتقال جوهر رسانای به بستر استفاده شد. شابلون چاپ با برش لیزری برای چاپ الکتروود طراحی و تهیه شد. گلوکز اکسیداز $118,000 \text{ u/g}$ از شرکت Amango آمریکا و قرص بافر فسفات (PBS)، از شرکت سیگما آلدريج خریداری شده است. به منظور انجام آنالیزهای الکتروشیمیایی از دستگاه پتانسیواستات شرکت اتولب ساخت کشور هلند و سیستم سه الکتروود با الکتروود شمارنده سیم پلاتین و الکتروود مرجع Ag/AgCl استفاده شد.

جوهر رسانای گرافنی از روش پرکسازی فاز حلالی (LPE^۱) از گرافیت پولکی تهیه شد. روش ساخت پراکنش گرافن مورد نیاز، در مقاله قبلی توضیح داده شده است [۱۵]. به طور مختصر پراکنش گرافن با درصد وزنی ۳۰ با محلول آبی از سورفکتانت آنیونی سودیم دئوکسی چولیت به کمک امواج آلتراسونیک دستگاه فراصوت‌دهی تهیه شده است. ساخت الکتروود چاپی به روش صفحه‌ای بدین ترتیب انجام شد. ابتدا صفحه‌ای PET با مواد شوینده و سپس توسط اتانول و ایزوپروپیل الکل جهت حذف آلودگی و چربی شستشو و خشک شد. در ادامه شابلون تهیه شده با طرح مشخص، روی سطح PET قرار داده شد و در مرحله‌ای آخر مقدار مشخصی جوهر گرافن روی قسمت بالایی شابلون ریخته و توسط تیغه‌ی چاپ با فشار ثابت و زاویه‌ی 45° تا انتهای شابلون کشیده شد تا جوهر به سطح PET منتقل شود. تصویر ۱، طرح‌واره از مراحل چاپ الکتروود توسط شابلون و جوهر رسانا را نشان می‌دهد. شابلون بعد از خشک شدن در دمای اتاق به مدت یک ساعت از روی سطح PET جدا شد و بدین ترتیب الکتروود چاپ شده به این روش آماده شد.

به منظور تثبیت آنزیم گلوکز اکسیداز، مقدار 10 mg از گرافن سه بعدی وزن و داخل ویال مناسب منتقل و حجم 5 ml اتانول با به ویال افزوده شد. به مدت 30 دقیقه در سونیک حمامی قرار گرفت. سپس مقدار 5 mg میلی‌گرم آنزیم گلوکز اکسیداز به پراکنش افزوده و استیر شد. $50 \mu\text{l}$ از آن در چند مرحله بر قسمت فعال (دایره‌ای) الکتروود با سمپلر افزوده شده و به

خطی $0.5-5.0 \text{ mM}$ و حد تشخیص 0.089 mM بود. همچنین، منگی خو [V] از اکسید گرافن احیا شده و نانوکره‌های دی اکسید سیلیکون نانوجندسازه انعطاف‌پذیر rGO/SiO₂ را تهیه کرد و در نهایت توسط نفیون بر بستر رسانای C-PDMS متشکل از فیلمی شامل نانولوله‌های کربنی و دی متیل سیلوکسان تثبیت کرد. حسگر زیستی NF/GOx/rGO/SiO₂/C-PDMS تشخیص خطی خوبی از گلوکز را در محدوده $0.1-9 \text{ mM}$ با حساسیت $1 \text{ cm}^{-1} \text{ mM}^{-1} \mu\text{A}$ و $2.6 \times 10^{-4} \text{ A}$ حد تشخیص $3.7 \mu\text{M}$ نشان داد. اصلاح سطحی الکتروود چاپی (SPE) توسط چندسازه‌ی شامل آئروژل گرافن و آبی پروس (Prussian blue) پژوهشی بود که توسط تائو هو انجام شد [۸]. حسگر زیستی گلوکز تهیه شده با تثبیت آنزیم GOx با کیتوسان توانایی تشخیص گلوکز در محدوده‌ی 0.15 mM را دارد.

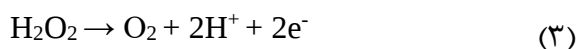
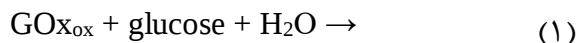
تولید الکتروودهای چاپی با جوهر حاوی صفحات گرافن تهیه شده به روش مکانیکی روش دیگری برای سهولت در تولید انبوه بسترهای الکتروود SPE است [۹-۱۱]. در پژوهشی که توسط پینگ و همکارانش انجام شد [۱۲]، الکتروود یکبار مصرف و حساس چاپ شده به روش چاپ صفحه‌ای با استفاده از جوهر حاوی گرافن ساخته شد. این الکتروود مزایای گرافن و ویژگی یکبار مصرف الکتروود را که دارای پنجره پتانسیل وسیع و سینتیک انتقال سریع الکترون بود، ترکیب کرد. در مقایسه با الکتروودهای ساخته شده از جوهرهای دیگر، این الکتروود گرافنی چاپ شده فعالیت الکتروکاتالیستی بسیار خوبی برای اکسیداسیون اسید اسکوربیک، دوپامین و اسید اوریک با محدوده خطی بترتیب $0.4-45.0$ ، $0.5-20.0$ و $0.8-25.0$ میکرومولار نشان داد. در پژوهشی دیگر نیز حسگر حساس به استیل کولین استراز توسط الکتروود گرافنی چاپ صفحه‌ای ساخته و عملکرد آن توسط فرایند الکتروشیمیایی سنجیده شد [۱۳]. نتایج نشان دهنده‌ی خواص کاتالیستی بالای حسگر با حد تشخیص 0.1 U/ml و محدوده خطی $0.5-1 \text{ U/ml}$ بوده است. کامارگو نیز در پژوهش خود با تهیه زیست حسگر خود با الکتروود چاپی گرافن موفق تشخیص اسید اوریک در محدوده خطی $0.8-5.0 \mu\text{mol.L}^{-1}$ و حد تشخیص $0.36 \mu\text{mol.L}^{-1}$ شده است [۱۴]. این پژوهش از جوهر رسانای گرافنی، بدون عملیات حرارتی برای تولید حسگر زیستی چاپی استفاده شده است. الکتروود تهیه شده سپس با استفاده از روش به دام اندازی توسط گرافن سه بعدی آنزیم نشانی شده و در نهایت به منظور بررسی خصوصیات زیست‌حسگری آن مورد ارزیابی

¹ Liquid Phase Exfoliation

از سطح زیست حسگر. (ج) تصویر SEM از سطح مقطع الکترود چاپ شده.

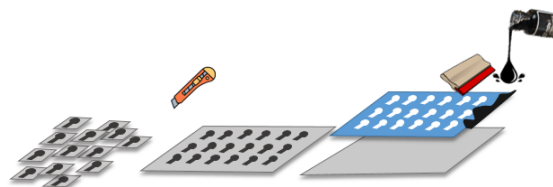
مقاومت الکترودها با دستگاه مقاومت سنج چهار نقطه‌ای Ω/sq 0.421×10^2 به دست آمد. جهت بررسی خصوصیات الکتروشیمیایی و عملکرد زیست‌حسگر، الکترود آنزیم‌نشانی شده در الکترولیت PBS با $pH=7$ توسط دستگاه اتولب مورد ارزیابی قرار گرفت.

سنجش گلوکز با مکانیسم الکتروشیمیایی از طریق تجزیه‌ی آن طبق واکنش ۹ انجام می‌شود. در این واکنش، H_2O_2 تولید شده و متعاقباً در سطح الکترود تجزیه می‌شود. محصول این واکنش اکسایش الکترون است که سیگنالی بصورت جریان الکتریکی تولید می‌کند. جریان تولید شده متناسب با غلظت گلوکز موجود در نمونه است [۱۶].



تصویر ۳ (الف)، ولتاگرام چرخه‌ای (CV) زیست‌حسگر چاپی را در دو حالت بدون گلوکز و در حضور 0.3 mM گلوکز نشان می‌دهد. پیک‌های ردوکس در نواحی 0.63 V و 1.03 V مشاهده می‌شود. تصویر ۲ (ب) CV در غلظت‌های مختلف گلوکز از 0.2 mM تا 16 را نشان می‌دهد. ارتباط بین سیگنال شناسایی گلوکز با افزایش غلظت آن به وضوح مشهود است. نمودار درج شده در تصویر ۳ (ب)، منحنی کالیبراسیون و ارتباط خطی غلظت گلوکز با جریان را با حساسیت $0.28 \mu A.mM^{-1}$ cm^{-2} $769/9$ و حد تشخیص (LOD) 0.28 mM به نمایش می‌گذارد ($R^2=0.99$). همانطور که در جدول ۱ نشان داده شده است، مقادیر بدست آمده از خواص الکتروشیمیایی این حسگر زیستی به مقدار قابل توجهی بهتر از نتایج حسگرهای ساخته شده از چندسازه‌های گرافن سایر پژوهش‌ها است. از دلایل بهبود در خواص این حسگر می‌توان به افزایش قابل توجه سطح ناشی به بکارگیری گرافن سه بعدی اشاره کرد. 3DG با ساختاری بسیار متخلخل زمینه‌ی تثبیت آنزیم گلوکز را بر روی الکترود چاپ شده گرافنی فراهم کرده و با مساحت سطح بالای خود حساسیت حسگر را افزایش می‌دهد [۱۷]. عدم بکارگیری از عوامل تثبیتی به روش اتصال عرضی و کپسوله کردن و بدام اندازی با ژل که باعث غیر فعال شدن بخش الکتروکاتالیستی آنزیم می‌شود، عامل دیگری از حساسیت بالای این حسگر

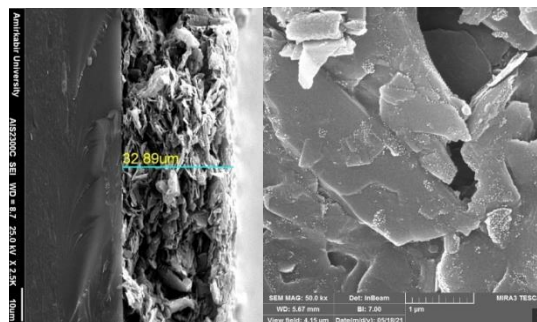
منظور خشک شدن در دمای $4^\circ C$ در یخچال نگه داری شد. الکترود پس از خشک شدن برای بررسی عملکرد آن تحت آنالیز الکتروشیمیایی قرار گرفت.



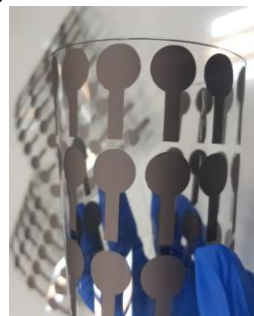
تصویر ۱. طرح‌واره مراحل چاپ الکترود توسط شابلون و جوهر بر روی PET.

۳- تجزیه و تحلیل نتایج

شکل ۲ (الف)، آرایه‌ای از الکترودهای چاپ شده به روش چاپ صفحه‌ای با استفاده از جوهر رسانای گرافنی با ویژگی انعطاف‌پذیری را نشان می‌دهد. شکل ۲ (ب)، تصویر میکروسکوپ FESEM از سطح حسگر زیستی را به نمایش می‌گذارد. ریخت‌شناسی صفحه‌ای جوهر گرافن که شامل صفحات گرافن کم لایه است و همچنین حضور ماکرومولکول‌های گلوکز اکسیداز بصورت توزیع شده در سطح و بخصوص حاشیه‌ی صفحات به وضوح قابل مشاهده است. تصویر میکروسکوپ SEM بدست آمده از سطح مقطع الکترود در شکل ۲ (ج) نشان داده شده است. ضخامت جوهر چاپ شده روی بستر $32/89 \mu m$ است.



الف ب



ج

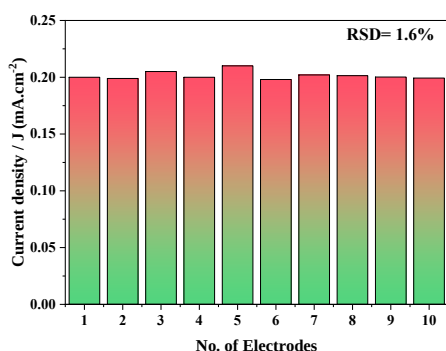
تصویر ۲ (الف) آرایه‌ای از الکترودهای چاپ شده با جوهر گرافن. (ب) تصویر FESEM

زیستی است [۱۸]. تصویر ۳ (ج)، نیز نمودار کرومپرومتری حسگر زیستی گلوکز را با تزریق متوالی محلول گلوکز با فاصله زمانی ۲۰ ثانیه نشان می‌دهد. نتایج نشان دهنده حساسیت بالا با زمان پاسخ کوتاه است.

جدول ۱. مقایسه‌ی خواص حسگر زیستی Graphene ink/3DG/GOx با حسگرهای زیستی ساخته شده از چندسازه گرافنی سایر پژوهش‌ها.

حسگر زیستی گلوکز	محدوده خطی (mM)	حساسیت ($\mu\text{A.mM}^{-1}$)	LOD (mM)	مرجع
Gr/PANI/AuNPs/GOx	۰/۲-۱۱/۲	۴/۵۸	-	[19]
SPCE/PPy/CNC/GOx	۱/۰-۲۰	۰/۷۳	-	[20]
Cellulose/GOx/PB-SPCE	۰/۲۵-۲/۰۰	۲/۱۶	-	[21]
GOx/AuPd/PI/RGO	۰/۰۲۴-۴/۶	۲/۸۲	-	[22]
SPE/O-MWCNT	-۱/۱۱-۰/۰۲	$۳/۱۱ \times 10^{-9} \mu\text{A.L.mg}^{-1}$	۱۶/۲ mg.L ⁻¹	[23]
rGO/PANI/Nafion/Glucose	۵۰-۰/۵	-	۰/۰۸۹	[۶]
NF/GOx/rGO/SiO ₂ /C-PDMS	۹-۰/۱	۶۰/۸	۳/۷	[۷]
SPE/PB/Chitosan/GOx	۶-۰/۵	-	۰/۱۵	[۸]
Graphene ink/ 3DG/GOx	۱۶-۰/۲	۷۶۹/۹	۰/۰۲۸	-

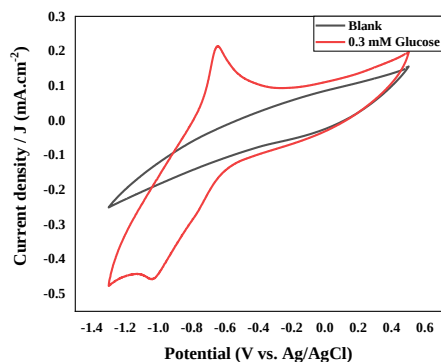
دریافت پاسخ مشابه از الکترودهای ساخته شده با یک روش از پارامترهای مهمی است که تحت عنوان تکرارپذیری مطرح می‌شود. ارزیابی تکرارپذیری تعداد ده الکتروده گلوکز ساخته شده در این پژوهش، با بررسی ولتاژهای آنها و ارزیابی چگالی جریان انجام شد و نتایج در تصویر ۴، بصورت نمودار میله‌ای نشان داده شده است. نتایج نشان می‌دهد که حسگر زیستی تکرارپذیری قابل قبولی با RSD معادل ۱/۶۸ داشته که با مطالعات پیشین قابل مقایسه است [۲۵، ۲۴]



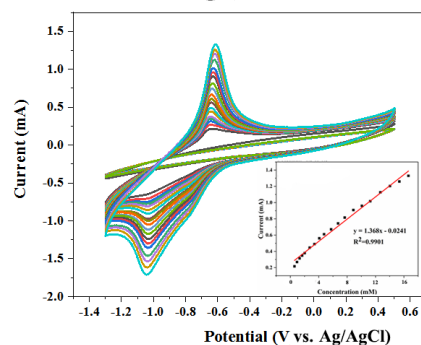
تصویر ۴. نمودار میله‌ای چگالی جریان از تکرارپذیری تعداد ده الکتروده ساخته شده با روش مشابه.

۴. نتیجه‌گیری

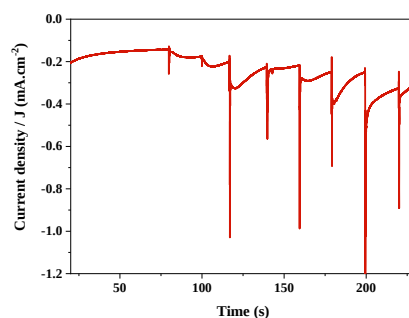
این پژوهش، نتیجه گزارش عملی از کاربرد فناوری چاپ و جوهر رسا در عرصه الکترونیک چاپی و تولید زیست حسگر آزمی برای کاربرد بصورت در دسترس، ارزان و یکبار مصرف با حساسیت بالا است. استفاده از این فناوری با بهره‌گیری از دیگر ویژگی کاربردی آن از جمله انعطاف‌پذیر در زمینه‌های



الف



ب



ج

تصویر ۳ (الف) ولتاژهای چرخه‌ای زیست حسگر چاپی گلوکز در عدم حضور گلوکز (مشکلی) و در حضور گلوکز (قرمز). (ب) ولتاژهای چرخه‌ای زیست حسگر چاپی در غلظت‌های مختلف و نمودار کالیبراسیون آن بصورت درج شده در تصویر. (ج) نمودار کرومپرومتری حسگر زیستی پس از تزریقات متوالی محلول گلوکز با فاصله زمانی ۲۰ ثانیه.

- [10]. Pan, S., et al., Stable cellulose/graphene inks mediated by an inorganic base for the fabrication of conductive fibers. **9**(17), 5779-5788, (2021).
- [11]. Tkachev, S., et al., Environmentally friendly graphene inks for touch screen sensors. **31**(33), . 2103287, (2021).
- [12]. Ping, J., et al., Simultaneous determination of ascorbic acid, dopamine and uric acid using high-performance screen-printed graphene electrode. *Biosensors and Bioelectronics*, **34**(1), 70-76, (2012).
- [13]. Panraksa, Y., et al., Paper-based amperometric sensor for determination of acetylcholinesterase using screen-printed graphene electrode. *Talanta*, **178**, 1017-1023, (2018).
- [14]. Camargo, J.R., et al., Novel eco-friendly water-based conductive ink for the preparation of disposable screen-printed electrodes for sensing and biosensing applications. *Electrochimica Acta*, **409**, 139968, (2022).
- [15]. Gholamalizadeh, N., et al., Efficient and Direct Exfoliation of High-Quality Graphene Layers in Water from Different Graphite Sources and Its Electrical Characterization. **16**(07), 2150079, (2021).
- [16]. Pu, Z., et al., A flexible electrochemical glucose sensor with composite nanostructured surface of the working electrode. *Sensors and Actuators B: Chemical*, **230**, 801-809, (2016).
- [17]. Mansouri, N., et al., Immobilization of glucose oxidase on 3D graphene thin film: Novel glucose bioanalytical sensing platform. *International Journal of Hydrogen Energy*, **42**(2), 1337-1343, (2017).
- [18]. Sharifi, M., et al., Strategies for enzyme immobilization on nanomatrix supports and intracellular delivery of enzymes. *Journal of biomolecular Structure & Dynamics*, **38**, 2746-2762, (2019).
- [19]. Kong, F.-Y., et al., A paper disk equipped with graphene/polyaniline/Au nanoparticles/glucose oxidase biocomposite modified screen-printed electrode: Toward whole blood glucose determination. *Biosensors and Bioelectronics*, **56**, 77-82, (2014).
- [20]. Esmaeili, C., et al., Synergy Effect of Nanocrystalline Cellulose for the Biosensing Detection of Glucose. **15**(10), 24681-24697, (2015).
- دیگر کاربردهای حسگر، منسوجات هوشمند، سلول‌های خورشیدی، RFID و... امکان‌پذیر است.
- ### تشکر و قدردانی
- از ایده و زحمات شرکت کارا پژوهش امیرکبیر برای به پایان رساندن این پژوهش تشکر و قدردانی می‌شود.
- ### ۵. منابع
- [1]. Kundu, M., et al., Comparative Studies of Screen-Printed Electrode Based Electrochemical Biosensor with the Optical Biosensor for Formaldehyde Detection in Corn. **14**(4), 726-738, (2021).
- [2]. Istrate, O.-M., L. Rotariu, and C.J.C. Bala, Amperometric L-Lactate Biosensor Based upon a Gold Nanoparticles/Reduced Graphene Oxide/Polyallylamine Hydrochloride Modified Screen-Printed Graphite Electrode. **9**(4), 74, (2021).
- [3]. Lyamine, C.M., et al., Disposable non-enzymatic electrochemical glucose sensors based upon screen-printed graphite macroelectrodes modified via a facile methodology with Ni, Cu, and Ni/Cu hydroxides are shown to accurately determine glucose in real human serum blood samples. 2021.
- [4]. Justino, C.I., et al., Graphene based sensors and biosensors. **91**, 53-66(2017).
- [5]. Liu, Y., et al., Biocompatible graphene oxide-based glucose biosensors. **26**(9), 6158-6160, (2010).
- [6]. Popov, A., et al., Reduced Graphene Oxide and Polyaniline Nanofibers Nanocomposite for the Development of an Amperometric Glucose Biosensor. **21**(3), 948, (2021).
- [7]. Xu, M., et al., Reduced Graphene Oxide-Coated Silica Nanospheres as Flexible Enzymatic Biosensors for Detection of Glucose in Sweat. *ACS Applied Nano Materials*, **4**(11), 12442-12452, (2021).
- [8]. Hu, T., et al., Glucose sensing on screen-printed electrochemical electrodes based on porous graphene aerogel @prussian blue. *Biomedical Microdevices*, **24**(1), 14, (2022).
- [9]. Tran, T.S., et al., Graphene inks for printed flexible electronics: graphene dispersions, ink formulations, printing techniques and applications. **261**, 41-61, (2018).

- [21]. Chandra Sekar, N., et al., A paper-based amperometric glucose biosensor developed with Prussian Blue-modified screen-printed electrodes. *Sensors and Actuators B: Chemical*, **204**: 414-420, (2014).
- [22]. Shen, X., et al., Amperometric Glucose Biosensor Based on AuPd Modified Reduced Graphene Oxide/Polyimide Film with Glucose Oxidase. *Journal of The Electrochemical Society*, **164**(6), B285-B291, (2017).
- [23]. Acevedo-Restrepo, I., et al., Electrochemical glucose quantification as a strategy for ethanolic fermentation monitoring. *7*(1): ,14, (2019).
- [24]. Hossain, M.F. and J.Y. Park, Fabrication of sensitive enzymatic biosensor based on multi-layered reduced graphene oxide added PtAu nanoparticles-modified hybrid electrode. *PloS one*, **12**(3) e0173553-e0173553, (2017).
- [25]. Lee, S.H., et al., A Simple and Facile Glucose Biosensor Based on Prussian Blue Modified Graphite String. *Journal of Sensors*, **12**, 1859292, (2016).

Investigation of electrochemical properties of printed glucose biosensor based on graphene ink

S.Mozayenani¹, N.Gholamalizadeh^{2*}, M. Abdos¹, A.M. Bazargan^{1,3}

1.Department of chemistry, Amirkabir university of technology, Tehran, Iran

2.New Technologies Research Center (NTRC), Amirkabir university of technology, Tehran, Iran

3.Kara Pazhuhesh Company Amirkabir, Tehran

Abstract: The study of printed electronics is one of the important elements in the development of industrial productions. To achieve this, in the present study, a) an electrode based on conductive graphene ink was printed using a screen printing process, b) an air-curing condition was applied to graphene ink, and c) enzyme stabilization (using 3D graphene) and the electrochemical performance of the printed biosensor were investigated. This method of producing scalable biosensors has significant characteristics such as high sensitivity $769.9 \mu\text{A.mM}^{-1}\text{cm}^{-2}$, and its linear range of 0.2 to 16 mM is suitable for human blood sugar monitoring in a short response time during a day. The results signified high selectivity against interfering species such as ascorbic acid and lactose, and high repeatability and reproducibility with low relative standard deviation values of 1.04% and 1.5%, respectively, for the device. No considerable reduction in the printed electrochemical biosensor (PEB) performance was observed after bending cycles of up to 100, indicating the high flexibility of the biosensor. The PEB presented a great potential to be used as a personalized health monitoring device in complex biological fluids.

Keywords: Printed Electronics, Graphene Conductive Ink, Glucose Biosensor, Flexible Biosensor.