

بهینه سازی ترانزیستورهای الکتروشیمیایی ارگانیک برای کاربردهای سنسور

چکیده

علی رغم توجهات اخیر به ترانزیستورهای الکتروشیمیایی ارگانیک (OECTs) به عنوان سنسورهای بیولوژیکی و شیمیایی، دانش اندکی در مورد نقشی که پارامترهای مواد و معماری در مشخص کردن عملکرد سنسور بازی می کنند، وجود دارد. ما از مدل سازی عددی برای برقراری قوانین طراحی در دو رژیم عملیاتی استفاده می کنیم. یافتیم که برای عملیات به صورت یک مبدل یون به الکترون، پاسخ OECT با استفاده از یک الکتروود گیت که بسیار بزرگتر از کانال می باشد یا با استفاده از الکتروود گیت قطبش ناپذیر، حداکثر شده است. بهبود رسانایی پلیمر و استفاده از یک هندسه ی کانال که عرض و ضخامت کانال را بیشینه و طول کانال را کمینه می کند، به افزایش پاسخ کمک می نماید. برای عملیات به صورت سنسور الکتروشیمیایی، حساسیت در OECTs با الکتروودهای گیتی که کوچکتر از کانال هایشان هستند، حداکثر می شود. حساسیت می تواند با افزایش تحرک حامل شارژ و ظرفیت به ازای هر واحد سطح پلیمر رسانا و همچنین توانایی آن برای مورد نفوذ قرار گرفتن از طرف یون های الکتروولیت، بهبود یابد. یک هندسه ی کانال که عرض کانال را حداکثر و طول کانال را حداقل کند نیز حساسیت را بهبود می بخشد.

کلمات کلیدی: سنسورهای بیولوژیکی و شیمیایی؛ مدل سازی کامپیوتری، پلیمرهای تزویجی، مدلسازی دستگاه،

ترانزیستورهای الکتروشیمیایی ارگانیک؛ سنسورها

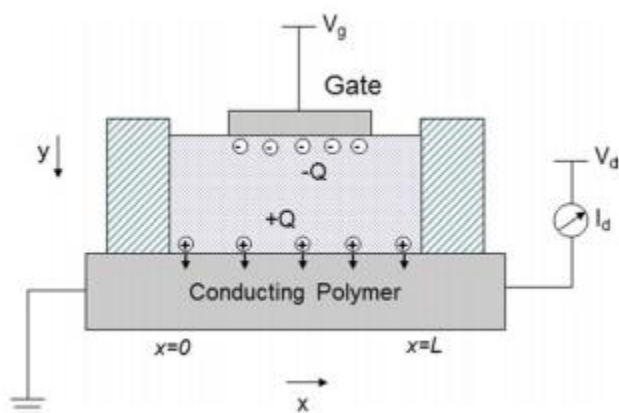
دیباچه

در دو دهه ی گذشته، نیمه رساناهای ارگانیک توجه بسیاری را به خاطر کاربردهای بالقوه در فناوری های الکترونیک کم هزینه ی متعددی جلب کرده اند. یکی از روندهای اخیر در این حوزه شامل استفاده از دستگاه های نیمه رسانای ارگانیک در کاربردهای سنسوری است. ترانزیستورهای الکتروشمیمیایی ارگانیک در این حوزه از توجه خاصی برخوردار هستند (OECTs) به عنوان ترانزیستورهای پلیمر رسانا نیز شناخته می شوند. در ابتدا بوسیله ی رایتون و همکارانش در دهه ی هشتاد گزارش داده شد که این دستگاه ها توجهی جدید را به خود جذب کرده اند، به طور خاص همانند سنسورها برای شناسایی تحلیل های بیولوژیکی و شیمیایی. یک OECT متشکل از کانال پلیمر رسانا در تماس با یک الکترولیت که دارای الکتروود گیت غرق شده در آن می باشد، می شود (شکل 1).

پولی (3,4-ethylenedioxythiophene) که با پولی دوپ شده است (sulfonate styrene)، یک نیمه رسانای ارگانیک نوع p است که با افزودن ناخالصی فاسد شده است، به عنوان یک پلیمر رسانا برای انتخاب در OECTs ظهور کرده است. این مسئله به خاطر در دسترس بودن تجاری PEDOT:PSS است، می تواند در لایه های نازک محلول پردازش شود، این موضوع لایه هایی که در محدوده ی وسیع pH پایدار هستند را نتیجه می دهد و دارای رسانایی بالایی می باشد که اجازه ی تولید نه تنها کانال بلکه همچنین منبع، تخلیه و الکترودهای گیت از ماده ای یکسان را می دهد. OECTs در ولتاژ پایین عمل می کند که آنها را با شناسایی در محیط های آبگین سازگار می نماید. آنها می توانند با کانال های میکرو سیالی در راهی ساده مینیاتوریزه و ادغام شوند که آنها را گزینه هایی نوید بخش برای کاربردهای آزمایشگاه روی یک تراشه می کند. در نهایت، مدارهای ساده ای که شرایط سیگنال را فراهم کرده و حساسیت را بهبود می بخشند، می توانند ساخته شوند.

OECTs به عنوان مبدل یون به الکترون استفاده شده است: کاربرد ولتاژ گیت مثبت یک جریان گذرای یونی را در الکترولیت القا می کند. کاتیون های الکترولیت وارد پلیمر رسانا می شوند و عمل افزودن ناخالصی به آن را جبران می کند (شکل 1). بدین ترتیب جریان تخلیه را کاهش می دهد. بنابراین، OECT یک جریان یونی گذرا را به تغییری در جریان تخلیه (الکترولیت) تبدیل می کند. نیلسون (Nilsson) و همکارانش از این ویژگی برای نشان

دادن یک سنسور رطوبت هوا استفاده کرده اند. این دستگاه از نافیون (یک رسانای پروتون که رسانایی آن وابسته به رطوبت است) به عنوان یک الکترولیت بهره می برند. برنارد (Bernards) و همکارانش از عضویت دولایه ی لیپید با کانال های یون گرامیسیدین استفاده کردند تا به طور گزینشی انتقال یون های یک ظرفیتی از طریق کانال های یون را بررسی کنند.



شکل 1: شماتیک PDOT:PSS OEET که توزیع شارژ شبکه در الکترولیت را بعد از به کارگیری یک ولتاژ مثبت گیت نشان می دهد.

OEETs به عنوان سنسورهای الکتروشیمیایی نیز استفاده شده اند: واکنش های انتقال شارژ بین گونه ها در الکترولیت و الکتروود گیت باعث می شود تا پتانسیل الکترولیت تغییر کند. این امر منتج به تغییر در جریان تخلیه می شود. زو (Zhu) و همکارانش از این حقیقت برای نشان دادن سنسور ساده ی گلوکز استفاده کردند. آنها آنزیم اکسیداز گلوکز (GOx) را در الکترولیت OEET با الکتروود گیت پلاتینیوم استفاده کردند و نشان دادند هنگامی که گلوکز وجود داشته باشد، جریان تخلیه وابستگی به تمرکز گلوکز داشت. مکانیزم سنجش بر مبنای این حقیقت بود که آب اکسیژنه ی تولید شده به عنوان چرخه ی GOx در الکتروود گیت با اکسیژن ترکیب شده است. این نتیجه بوسیله ی یانگ (Yang) و همکارانش گسترش داده شد. یانگ از آنزیم های اکسایش مختلفی در نشان دادن این مسئله که این مفهوم می تواند برای حاصل کردن سنسورهای چند تحلیله تعمیم داده شود، استفاده کرد. سیکوریا (Cicoira) و همکارانش OEETs صفحه ای با تناسب های مختلف کانال به سطح الکتروود گیت تولید کردند. آنها

توانایی این دستگاه ها را با سنجش آب اکسیژنه مقایسه کردند و یافتند که OECTs با گیت های کوچکتر، حساسیت بالاتری را نشان داده اند.

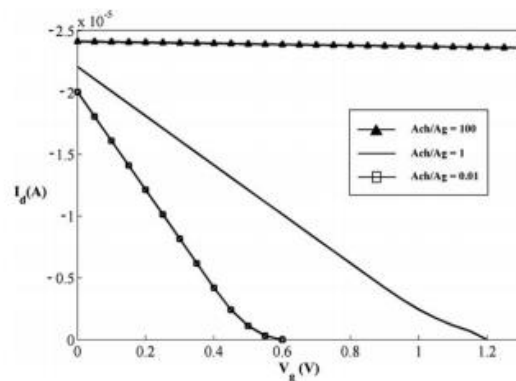
اگر چه که پیشرفت چشم گیری در فهم مکانیزم عملیاتی OECTs حاصل شده اما دستورالعمل های جامعی برای بهینه سازی آنها در سنسورها وجود ندارد. برای مثال تصور کردن بهینه بودن معماری های مختلف دستگاه در زمان استفاده ی یک OECT به عنوان یک مبدل یون به الکترون یا به عنوان یک سنسور الکترومکانیکی ساده است. علاوه بر این، دانش کمی درباره ی نقشی که پارامترهای مواد مانند رسانایی پلیمر در شناسایی پاسخ سنسور بازی می کنند وجود دارد. در این مقاله، از مدل سازی عددی برای بررسی وابستگی خصوصیات نسبی OECT به هندسه ی دستگاه استفاده می کنیم. یافتیم که برای عملیات به عنوان یک مبدل یون به الکترون، اولین قانون طراحی، استفاده از یک الکتروود گیتی است که نسبت به کانال بسیار بزرگتر باشد یا استفاده از الکتروود گیت قطبش ناپذیر است. دومین قانون طراحی، بهینه سازی کردن خاصیت رسانایی کانال است. این موضوع استفاده از هندسه ای که عرض کانال را حداکثر و طول کانال را حداقل می کند را ملزوم می سازد. برای عملیات به صورت سنسور الکترومکانیکی، OECTs با الکتروودهای گیت کوچکتر از کانال هایشان، حساسیت بیشتری را نشان می دهند. حساسیت آنها می تواند بوسیله ی بهبود پارامترهای مواد پلیمر رسانا مانند تحرک حفره ی آن و ظرفیت به ازای هر واحد سطح، و توانایی یون های الکتروولیت برای ورود به لایه ی پلیمر افزایش پیدا کند. هندسه ای که عرض کانال را حداکثر و طول کانال را حداقل می کند نیز حساسیت را بهبود می بخشد.

OECTs به صورت مبدل های الکترون به یون

آزمایش فرضی در این رژیم به صورت پیش رو خواهد بود: یک ماده که نسبت به یون ها غیر قابل نفوذ است و از جبران عمل دوپینگ پلیمر رسانا، جلوگیری می کنند و در بالای کانال ترانزیستور قرار داده می شود. اکنون اجازه دهید تا فرض کنیم نفوذپذیری این تغییرات مواد نتیجه ای از این برهم کنش با یک آنالیت است. این مسئله امکان دسترسی یون ها از الکتروولیت به پلیمر را می دهد. در این آزمایش، ممکن است که یک ولتاژ گیت به کار گرفته شود

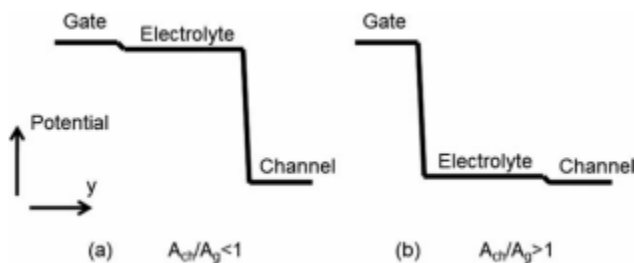
و تغییرات در جریان تخلیه مورد جستجو قرار گیرد. نفوذپذیری افزایش یافته ی مواد بمجرد بر هم کنش با آنالیت بوسیله ی مدولاسیون، جریان به صورت آشکارا تخلیه خواهد شد و بوسیله ی کاربرد ولتاژ گیت القا می شود. در این آزمایش، تغییر بیشینه ی جریان تخلیه (I_d) در کاربرد ولتاژ گیت (V_g) مورد جستجو قرار خواهد گرفت، در نتیجه پاسخ مبدل متناسب با ترانسانایی $\partial I_d / \partial V_g$ است.

شبه سازی های عددی را برای فهم چگونگی تغییر $\partial I_d / \partial V_g$ با هندسه ی دستگاه، بر مبنای برنارد و همکارانش (Bernard) در نظر گرفته ایم، همان طور که بخش تجربی طراحی شده است. مشخصات انتقال سه OECTs با $A_{ch}/A_g = 0.01, 1, 100$ (که در آن A_{ch} سطح کانال و A_g سطح الکترودهای گیت است) در شکل 2 نشان داده می شود. ترانزیستور با گیت کوچک ($A_{ch}/A_g = 100$)، مدولاسیون کمی برای جریان تخلیه نشان می دهد و در تمام محدوده ی بایاس استفاده شده ی گیت در حالت روشن باقی می ماند. در مقابل، ترانزیستور با گیت بزرگ ($A_{ch}/A_g = 0.01$) بالاترین مدولاسیون جریان تخلیه و در نتیجه $\partial I_d / \partial V_g$ را نشان می دهد و بنابراین مناسبترین گزینه برای استفاده به صورت مبدل یون به الکترون می باشد.



شکل 2: ویژگی های انتقال شبه سازی شده ی OECT برای سه هندسه ی مختلف دستگاه

$$V_d = -0.2V \text{ و } A_{ch}/A_g = 0.01, 1, \text{ and } 100$$



شکل 3: توزیع پتانسیل بین الکتروود گیت و کانال برای دو هندسه ی دستگاه

داده ی شکل 2 می تواند با در نظر گرفتن توزیع پتانسیل بین گیت و کانال فهمیده شود. دو مورد کران بی نهایت در شکل 3 ab نشان داده می شود (فرض کردیم که کانال در پتانسیل صفر است که برای $V_d \ll V_g$ قرار داده می شود). پتانسیل الکتروولیت V_{sol} در این مورد بوسیله ی ظرفیت های همراه با شکل دو لایه در گیت و کانال همراه است و برابر است با:

$$V_{sol} = \frac{V_g}{1 + \frac{c_{ch} \cdot A_{ch}}{c_g \cdot A_g}}, \quad (1)$$

که در آن C_{ch} و C_g به ظرفیت کانال و گیت به ازای هر واحد سطح می باشند. باید به یاد داشت که معادله ی 1 در زمانی که الکتروود گیت و کانال پلیمر رسانا قابل قطبی شدن باشند، نگه داشته می شود. این موضوع برای فلزاتی مانند pt تقریبی خوب است اما یون ها به پلیمرهایی مانند PEDOT:PSS نفوذ کرده و عمل افزودن ناخالصی را جبران می کنند. بنابراین، ظرفیت همراه با کانال پلیمر در معادله ی 1 باید به عنوان کمیتی موثر که در الکتروود فلز قابل قطبی شدن است در نظر گرفته شود و باید اذعان کرد که به طور مکانیکی متمایز از شکل دولایه است. در مدلمان، $c_{ch} = c_g$ را برای تمرکز روی تاثیر هندسه ی دستگاه فرض کرده ایم. خواننده باید در ذهن داشته باشد که ضرب $c \times A$ است که مهم می باشد، در نتیجه پاسخ OECT نیز می تواند بوسیله ی گزینش مناسب مواد تنظیم شود. در نهایت، باید به یاد داشت که اگر الکتروود های غیر قابل قطبی سازی مانند $Ag/AgCl$ به عنوان گیت استفاده شده باشند، در ادامه، هیچ تخلیه ی پتانسیلی در سطح مشترک گیت/الکتروولیت وجود نخواهد داشت. توزیع پتانسیل در این حالت با صرف نظر از سطح الکتروود گیت، به توزیع پتانسیل در شکل 3a شبیه تر خواهد بود.

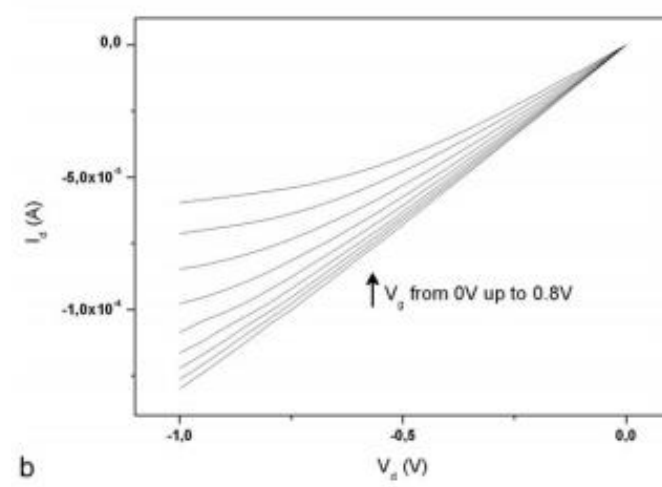
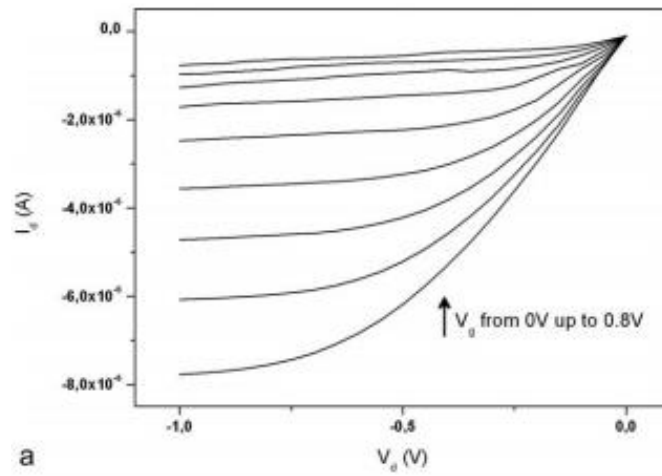
براساس موارد بالا، در ترانزیستور با الکتروود گیت بزرگ، الکتروولیت تقریباً در همان پتانسیلی است که گیت می باشد. این مسئله منتج به افت پتانسیل زیاد بین الکتروولیت و کانال می شود (شکل 3a). این افت پتانسیل به نوبه ی خود منجر به مدولاسیون قوی برای جریان تخلیه می شود. بر خلاف انتظار، تخلیه های پتانسیل به کار برده شده در فصل مشترک الکتروولیت/گیت در ترانزیستور با الکتروود گیت کوچک (شکل 3b) و مدولاسیون نتیجه داده شده ی جریان تخلیه ضعیف می باشد. بنابراین، برای عملیات به عنوان یک مبدل یون به الکترون اولین قانون طراحی برابر با استفاده از الکتروود گیتی است که بسیار بزرگتر از کانال می باشد، است. جایگزینی برای آن می تواند استفاده از الکتروود گیت غیر قابل قطبی سازی باشد.

باید ذکر شود که توزیع پتانسیل در OECT تأثیری بزرگ روی ویژگی های خروجی ترانزیستور دارد. شکل 4ab ویژگی های خروجی دو OECTs را نشان می دهد. این دو OECTs با کانال های PEDOT:PSS و گیت هایی با $A_{ch}/A_g = 0.1$ و 10 (به ترتیب) ساخته شده اند. ویژگی های خروجی ترانزیستور با گیت بزرگ (شکل 4a) مدولاسیون بزرگی برای جریان تخلیه نشان می دهند، در حالیکه مدولاسیون جریان تخلیه در ترانزیستور با گیت کوچک، کم می باشد (شکل 4b). برای حالت مورد توجه در اینجا (گیت بزرگ، در نتیجه $V_{sol} \approx V_g$)، جریان تخلیه در رژیم اشباع و در شرایط عملیاتی عادی می باشد که می تواند به صورت زیر نشان داده شود.

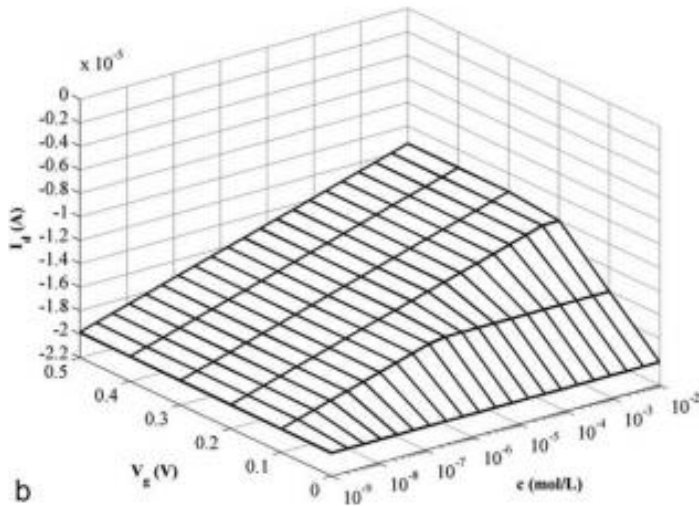
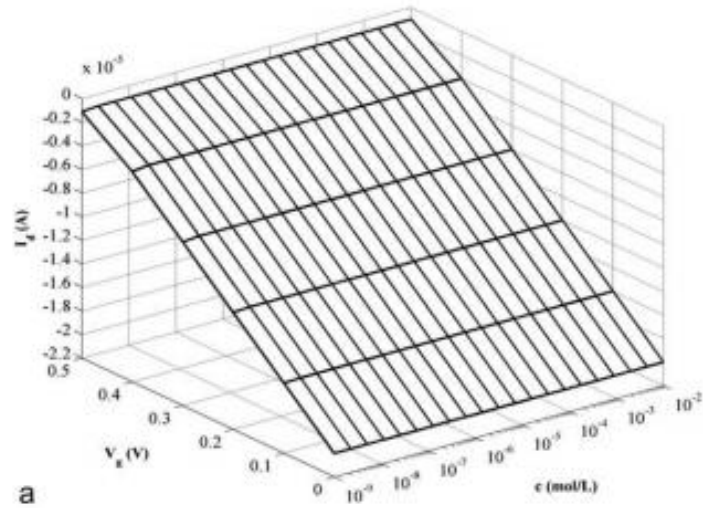
$$I_d = -G \cdot \frac{(V_g - V_p)^2}{2 \cdot V_p}, \quad (2)$$

که در آن G رسانایی کانال، و V_p ولتاژ تنجیدگی می باشد. مورد دوم معیاری از تراکم ناخالصی در پلیمر رسانا است و متناسب با شارژ یونی تامین شده از الکتروولیت می باشد و آغازی اشباع در غیاب بایاس گیت را نشان می دهد. می توان از این معادله نشان داد که برای یک OECT با یک الکتروود گیت بزرگ :

$$\left. \frac{\partial I_d}{\partial V_g} \right|_{V_g=0} = -G. \quad (3)$$



شکل 4: ویژگی های خروجی برای EDOT:PSS OECTs صفحه ای با $A_{ch}/A_g = 0.1$ (a) and $A_{ch}/A_g = 10$ (b).



شکل 5: پاسخ شبیه سازی شده ی OEECTs به یک آنالیت برای دو هندسه ی متفاوت دستگاه (a) $A_{ch}/A_g = 0.01$

(b) $A_{ch}/A_g = 100$ و برای $V_d = -0.2V$.

معادله ی بالا نشان می دهد که پاسخ OEECT با گیت بزرگ بستگی به رسانایی کانال دارد. این رسانایی حاصل ضرب رسانایی پلیمر و فاکتور هندسی Wd/L می باشد (W و L به ترتیب عرض و طول کانال هستند و d ضخامت لایه ی پلیمر می باشد). این دومین قانون طراحی می باشد و استفاده از یک پلیمر رسانا که تا جای ممکن رسانا است و هندسه ی کانالی که عرض و ضخامت کانال را حداکثر و طول کانال را حداقل می کند، را توصیه می نماید.

OECTs به صورت سنسورهای الکتروشیمیایی

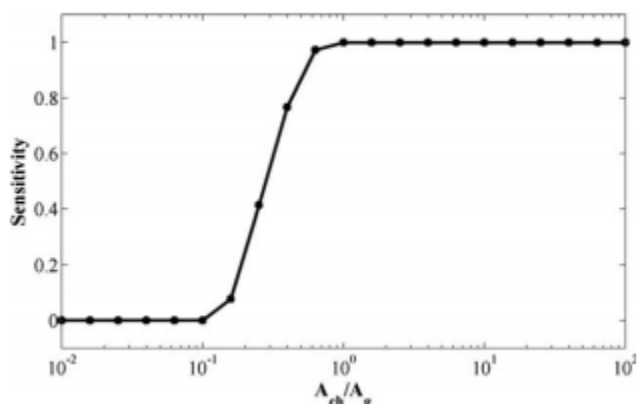
در این رژیم، الکتروود گیت (که به عنوان الکتروود در حال کار استفاده می شود)، در ولتاژ ثابت نگه داشته می شود. انتقال شارژ بین آنالیت (یا یک واسطه که تمرکز متناسب با شناسایی شدن آنالیت است) و الکتروود گیت، پتانسیل الکتروود گیت که بوسیله مقدار V_{analyte} که با معادله نرنست (Nernst) تعریف شده را افزایش می دهد.

$$V_{\text{analyte}} = \frac{k \cdot T}{2 \cdot e} \cdot \ln[C] + \text{const.}, \quad (4)$$

که در آن k ثابت بولتزمن، T دمای مطلق، e شارژ پایه، C تمرکز آنالیت می باشد و ثابت شامل جزئیاتی مانند پتانسیل فرمال است. بنابراین، آنالیت اضافی منجر به کاهش در افت پتانسیل در فصل مشترک الکتروود/الکتروود گیت می شود و همچنین باعث افزایش پیوسته در افت پتانسیل در فصل مشترک کانال/ الکتروود گیت می شود (از آنجایی که گیت در ولتاژ ثابت نگه داشته می شود). به عنوان یک نتیجه، جریان تخلیه به این تغییر به شکلی پاسخ می دهد که متناسب با تمرکز آنالیت می باشد.

شکل 5 نتایج مدل سازی کامپیوتری I_d را برای دو OECTs با $A_{\text{ch}}/A_{\text{g}} = 0.01$ و 100 با غلظت های مختلف آنالیت و ولتاژهای مختلف گیت را نشان می دهد. نتایج نشان می دهد که جریان تخلیه در OECT با گیت بزرگ (شکل 5a) با غلظت آنالیت تغییر نمی کند، حتی در زمانی که مورد دوم با چندین ترتیب دامنه در حال تغییر باشد. بر خلاف انتظار، در OECT با گیت کوچک، جریان تخلیه به خوبی به آنالیت پاسخ می دهد (شکل 5b)، خصوصا در ولتاژهای بالای گیت. حساسیت، پارامتر کلیدی سنسور است که به عنوان مازاد I_d در برابر منحنی C تعریف شده است. شکل 6 حساسیت را به عنوان تابعی از $A_{\text{ch}}/A_{\text{g}}$ نشان می دهد. برای $V_{\text{g}} = 0.5 \text{ V}$ و $V_{\text{d}} = -0.2 \text{ V}$ محاسبه شده و به 1 نرمالیزه گشته است). داده نشان می دهد که OECTs با گیت های کوچک در مقایسه با OECTs با گیت های بزرگ، حساسیت بالاتری را نشان می دهد. این مسئله در تطابق با یافته های سیکوئیرا (Cicoira) و همکارانش است. حساسیت در هر دو محدوده ی $A_{\text{ch}}/A_{\text{g}}$ اشباع می شود. به ترتیب به صفر برای OECTs با گیت های بزرگ و به مقداری بزرگ برای OECTs با گیت های کوچک. بنابراین، برای عملیات به عنوان یک سنسور الکتروشیمیایی، اولین قانون طراحی استفاده از یک الکتروود گیتی است که از کانال کوچکتر است.

داده ی شکل 6 می تواند با در نظر گرفتن دیاگرام های پتانسیل شکل 2 فهمیده شود. دلیل برای حساسیت صفر در OECTs با گیت های بزرگ در این حقیقت قرار دارد که افت پتانسیل در فصل مشترک الکترولیت/الکتروود بسیار کوچک می شود و در زمانی که آنالیت اضافه شده باشد، به خوبی تغییر نمی کند. بحثی مشابه، اشباع حساسیت برای OECTs با گیت های کوچک را تشریح می کند: در زمانی که افت پتانسیل در فصل مشترک الکترولیت/الکتروود قابل قیاس با ولتاژ گیت به کار برده شده باشد، دستگاه حساسیت حداکثر مقدارش را بدست می آورد. مقدار A_{ch}/A_g که این موضوع برای آن اتفاق می افتد، به چندین پارامتر بستگی دارد. این پارامترها شامل ولتاژ تخلیه و نرخ ظرفیت به ازای هر واحد سطح الکتروود گیت و کانال می شود. برای یک ولتاژ تخلیه ی بزرگتر، انتقال حساسیت از صفر به یک در محدوده ی باریکتری از مقادیر A_{ch}/A_g رخ می دهد. برای ظرفیت بزرگتر به ازای هر واحد سطح کانال (در مقایسه با ظرفیت بزرگتر برای الکتروود گیت)، تمام منحنی به سمت مقادیر A_{ch}/A_g کمتر جابه جا می شود.



شکل 6: حساسیت شبیه سازی شده ی سنسورهای آنزیمی بر پایه ی OECT به صورت تابعی از هندسه ی دستگاه، که برای $V_g=0.5V$ و $V_d=-0.2V$ محاسبه و به یک نرمالیزه شده است.

برای OECTs با گیت هایی کوچک، جریان تخلیه در رژیم خطی قرار دارد (شکل 4 را ببینید). که تحت شرایط عملیاتی عادی می باشد و می تواند به صورت زیر نشان داده شود:

$$I_d = -G \cdot \left(1 - \frac{V_{sol}}{V_p} + \frac{V_d}{2 \cdot V_p} \right) \cdot V_d. \quad (5)$$

از معادله ی 4 و 5 حساسیت را بدست می آوریم:

$$\frac{\partial I_d}{\partial C} = G \cdot \frac{k \cdot T}{2 \cdot e} \cdot \frac{V_d}{V_p} \cdot \frac{1}{C} = \frac{k \cdot T}{2 \cdot e} \cdot \frac{1}{C} \cdot \mu \cdot \frac{W}{L} \cdot \beta \cdot c_{ch} \cdot V_d, \quad (6)$$

که در آن μ ، تحرک حفره در کانال، β برابر با کسری از یون ها در فصل مشترک کانال/الکترولیت که به کانال نفوذ می کنند، می باشد (بخش تجربی را ببینید). برای اشتقاق بالا از این حقیقت استفاده کردیم که ولتاژ تنجیدگی برابر با $e \times p_0 \times d / (\beta \times c_{ch})$ است. که در آن p_0 غلظت حفره در پلیمر رسانا است. معادله ی 6 نشان می دهد که پاسخ OECT با یک گیت کوچک، وابسته به تحرک حفره در پلیمر رسانا، قابلیت ان برای جذب یون ها از محلول، و ظرفیت ان به ازای هر واحد سطح می باشد. این دومین قانون طراحی است و تشریح می کند که پارامترهای مواد باید بهینه باشند و هندسه ی کانالی که عرض کانال را بیشینه و طول کانال را کمینه می کند را فراخوانی می نماید. باید ذکر شود که معادله ی 6 نشان می دهد که حساسیت به طور معکوس متناسب با غلظت آنالیت است: این مسئله ناشی از این حقیقت است که جریان تخلیه متناسب با لگاریتم غلظت آنالیت است.

نتیجه گیری

در نتیجه، از مدل سازی عددی برای استنتاج دستورالعمل ها به منظور بهینه سازی هندسه ی OECT برای کاربردهای سنسور استفاده کردیم. برای عملیات به عنوان یک مبدل یون به الکترون، یک الکتروود گیت که بسیار بزرگتر از کانال است یا مبدلی که از یک الکتروود گیت بدون قابلیت قطبی سازی ساخته شده باشد، توصیه می شود. یک کانال با رسانایی بالا نیز توصیه می شود. برای عملیات به عنوان یک سنسور الکتروشیمیایی، یافتیم که یک OECT با الکتروود گیت که کوچکتر از کانال است، حساسیت بیشتری نشان می دهد. پاسخ می تواند از طریق بهبود تحرک حفره و ظرفیت به ازای هر واحد سطح پلیمر رسانا افزایش داده شود. هندسه ای که عرض کانال را بیشینه می کند و طول کانال را کمینه می نماید، در هر دو مورد توصیه می شود.

تجربی

مدل سازی

ما مدل مطرح شده از طرف برنارد را دنبال کردیم و پارامترهای ورودی یکسانی را به کار بردیم. دو ساده سازی پیشین، تضعیف شدند تا دقت را بهبود ببخشند:

اولین تغییرات صریحا برای تغییرات پتانسیل روی سطح کانال حساب می شود. از آنجایی که ولتاژ سطح کانال به موقعیت x بستگی دارد لذا می توان شارژ ذخیره شده را به عنوان جمع شارژهای کوچکتر ذخیره شده در سطوح برش خورده ی کانال تفسیر شود. هر طول dx به صورت زیر داده می شود:

$$Q = \sum_i c_{ch} \cdot dx \cdot W \cdot (V_{sol} - V(x)), \quad (7)$$

که در آن C_{ch} ظرفیت به ازای هر واحد سطح در سطح مشترک کانال/الکترولیت و W عرض کانال است. اگر dx به اندازه ی کافی کوچ در نظر گرفته شود، جمع می تواند به صورت پیش رو تقریب زده شود:

$$Q = c_{ch} \cdot A_{ch} \cdot V_{sol} - c_{ch} \cdot W \cdot \int_{x=0}^L V(x) \cdot dx. \quad (8)$$

در اینجا L طول کانال است و A_{ch} سطح کانال را ارائه می کند و برابر است با ضرب عرض کانال W در طول کانال L . با در نظر گرفتن این مسئله که ظرفیت کل کانال-الکترولیت برابر با $c_{ch} \times A_{ch}$ باشد، پتانسیل الکترولیت تبدیل می شود به:

$$V_{sol} = V_g \cdot \frac{C_g}{C_{ch} + C_g} + \frac{c_{ch} \cdot W}{C_{ch} + C_g} \cdot \int_{x=0}^L V(x) \cdot dx. \quad (9)$$

دومین تغییر با مسئله ی قابلیت قطبی شدن کانال پلیمر، صریح تر برخورد می کند. همان طور که در بالا مطرح شد، پلیمرها در حالات کلی بین دو محدودیت الکتروود قابل قطبی سازی و غیرقابل قطبی سازی قرار دارند. بنابراین، پارامتر جدید β را معرفی کردیم (و مقدار آن را برای این کار در 0.5 ثابت کردیم) که به عنوان کسری از یون ها در فصل مشترک کانال/الکترولیت که در کانال نفوذ می کنند، تعریف می شود. بنابراین، $\beta = 0$ متناظر با رابط قابل قطبی سازی ایده آل است در حالیکه $\beta = 1$ متناظر با رابط غیر قابل قطبی سازی ایده آل می باشد. متعاقبا، شارژ

انتقال داده شده از الکترولیت به پلیمر برای یک موقعیت x از طریق کانال، می تواند با استفاده از یک تقریب شارژ آرام تشریح شود و به صورت زیر نشان داده شود:

$$Q_i(x) = c_{ch} \cdot dx \cdot W \cdot \beta \cdot (V_{sol} - V(x)). \quad (10)$$

تولید

برای تولید OECTs، PEDOT:PSS با استفاده از یک روند بلند شدن افزایشی الگو گرفته شده است. این روند در ادبیات علمی تشریح گردیده است. یک لایه ی پارلین در هدف میکروسکوپ قرار داده و با فوتو لیتوگرافی رایج و زدایش پلاسمای اکسیژن الگودهی شد. یک ترکیب PEDOT:PSS (Starck Clevis PH500, HC) گلیکول اتیلن روی لایه ی پارلین پوشش و گردش داده شد و برای 1 ساعت پیش از کنده شدن مکانیکی لایه ی پارلین به دمای 140 درجه ی سانتیگراد رسید. این کار الگوی مطلوب PEDOT:PSS را تولید می کند. ذکر این مسئله که 0.5 wt % از 3-glycidoxypropyltrimethoxysilane به ترکیب PEDOT:PSS اضافه شد تا پایداری لایه ی PEDOT:PSS را در محلول آبگین بهبود ببخشد، مهم است. این بهبود پایداری از طریق افزایش قدرت پیوند بین لایه ی PEDOT:PSS و لایه ی شیشه ای بود. دستگاه منتج شده متشکل از یک جفت نوار 0.1 mm عرض و 1 mm عرض PEDOT:PSS بود. برای تکمیل ساختار آزمون گیری OECT، یک PDMS که متشکل از محلول الکترولیت بود، به خوبی روی جفت نوار های PEDOT:PSS قرار داده شد. در الکترولیت از داخل بافر فسفات (PBS, pH - 7) استفاده شد.

REFERENCES AND NOTES

- 1 Malliaras, G.; Friend, R. *Phys. Today* **2005**, *58*, 53–58.
- 2 Lin, F. D.; Lonergan, M. C. *Appl. Phys. Lett.* **2006**, *88*, 133507.
- 3 Hsu, F. C.; Prigodin, V. N.; Epstein, A. J. *Phys. Rev. B* **2006**, *74*, 235219.
- 4 Berggren, M.; Richter-Dahlfors, A. *Adv. Mater.* **2007**, *19*, 3201–3213.
- 5 *Organic Semiconductors in Sensor Applications*, Bernards, D.; Owens, R. M.; Malliaras, G. G., Eds.; Springer: Berlin Heidelberg, **2008**.
- 6 White, H. S.; Kittleson, G. P.; Wrighton, M. S. *J. Am. Chem. Soc.* **1984**, *106*, 5375.
- 7 Mabeck, J. T.; Malliaras, G. G. *Anal. Bioanal. Chem.* **2006**, *384*, 343–353.
- 8 Zhu, Z. T.; Mabeck, J. T.; Zhu, C. C.; Cady, N. C.; Batt, C. A.; Malliaras, G. G. *Chem. Commun.* **2004**, 1556–1557.
- 9 Nilsson, D.; Kugler, T.; Svensson, P. O.; Berggren, M. *Sens. Actuators B-Chem.* **2002**, *86*, 193.
- 10 Bernards, D. A.; Malliaras, G. G.; Toombes, G. E. S.; Gruner, S. M. *Appl. Phys. Lett.* **2006**, *89*, 053505.
- 11 Bernards, D. A.; Macaya, D. J.; Nikolou, M.; DeFranco, J. A.; Takamatsu, S.; Malliaras, G. G. *J. Mater. Chem.* **2008**, *18*, 116–120.
- 12 Yang, S. Y.; DeFranco, J. A.; Sylvester, Y. A.; Gobert, T. J.; Macaya, D. J.; Owens, R. M.; Malliaras, G. G. *Lab on a Chip* **2009**, *9*, 704–708.
- 13 Andersson, P.; Nilsson, D.; Svensson, P. O.; Chen, M. X.; Malmstrom, A.; Remonen, T.; Kugler, T.; Berggren, M. *Adv. Mater.* **2002**, *14*, 1460–1464.
- 14 Shim, N. Y.; Bernards, D. A.; Macaya, D. J.; DeFranco, J. A.; Nikolou, M.; Owens, R. M.; Malliaras, G. G. *Sensors-Basel* **2009**, *9*, 9894–9902.
- 15 Mabeck, J. T.; DeFranco, J. A.; Bernards, D. A.; Malliaras, G. G.; Hocde, S.; Chase, C. J. *Appl. Phys. Lett.* **2005**, *87*, 1–3.
- 16 Svensson, P. O.; Nilsson, D.; Forchheimer, R.; Berggren, M. *Appl. Phys. Lett.* **2008**, *93*, 203301.
- 17 Cicoira, F.; Sessolo, M.; Yaghmazadeh, O.; DeFranco, J. A.; Yang, S. Y.; Malliaras, G. G. *Adv. Mater.* **2010**, *22*, 1012–1016.
- 18 Robinson, N. D.; Svensson, P.-O.; Nilsson, D.; Berggren, M. *J. Electrochem. Soc.* **2006**, *153*, H39–H44.
- 19 Bernards, D. A.; Malliaras, G. G. *Adv. Funct. Mater.* **2007**, *17*, 3538–3544.
- 20 Wang, J.; Bard, A. J. *J. Am. Chem. Soc.* **2001**, *123*, 498–499.
- 21 DeFranco, J. A.; Schmidt, B. S.; Lipson, M.; Malliaras, G. G. *Org. Electron.* **2006**, *7*, 22–28.