

طراحی و شبیه‌سازی نانوحسگر زیستی بدون برچسب برای تشخیص مولکول با استفاده از ترانزیستور اثر میدانی نانولوله بدون پیوند

زهرا آهنگری

زیستی بسیار مورد توجه قرار گرفته [۸] تا [۱۱] که در این افزاره، گیت وظیفه کنترل جریان درین را بر عهده دارد. این ترانزیستورها حساسیت بسیار بالایی برای تشخیص pH دارند و عملکرد این حسگرها در تشخیص میزان گلوکز و نیز DNA مورد بررسی قرار گرفته است [۱۲] و [۱۳]. همچنین از حسگرهایی که در سال‌های اخیر بر مبنای ترانزیستور اثر میدانی مورد مطالعه قرار گرفته‌اند، می‌توان به حسگرهایی مبتنی بر مدولاسیون دی‌الکترونیک اشاره نمود. در این حسگرها، یک نانوحفره در عایق گیت ایجاد می‌گردد که مولکول‌ها در آن انباشته می‌شوند. از آنجا که ثابت دی‌الکترونیک مولکول‌ها با یکدیگر متفاوت است، با انباشتگی مولکول در نانوحفره، خازن گیت تغییر کرده که این امر موجب تغییر جریان ترانزیستور و ولتاژ آستانه می‌گردد. این تغییرات می‌توانند به عنوان مبنایی برای شناسایی مولکول مورد نظر به کار روند. از مزایای این ساختار می‌توان به قابلیت شناسایی مولکول‌ها بدون برچسب اشاره نمود. به کارگیری تکنیک مدولاسیون دی‌الکترونیک در ترانزیستورهای شاتکی [۱۴]، تونلی [۱۵]، اثر میدان متداول [۱۶] و یونیزاسیون برخوردی [۱۷] صورت گرفته است، لیکن از مشکلات این حسگرها می‌توان به کاهش حساسیت افزاره خصوصاً در مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکترونیک پایین اشاره نمود. همچنین ولتاژ کاری برای راه‌اندازی این حسگرها بسیار بالا است.

در این مقاله، عملکرد ترانزیستور نانولوله بدون پیوند کانال P به عنوان حسگر زیستی مورد بررسی قرار گرفته است. از ویژگی‌های ساختار ارائه‌شده می‌توان به وجود دو گیت داخلی و خارجی اشاره نمود که ضمن افزایش کنترل گیت بر کانال و کاهش توان مصرفی، امکان کوچک‌سازی افزاره را در ابعاد نانو فراهم می‌کند. همچنین این افزاره دارای حساسیت بسیار بالایی برای مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکترونیک پایین می‌باشد و به ولتاژ کاری بسیار پایینی نیاز دارد. به دلیل آرایش یکسان در سورس، کانال و درین در این افزاره، فرایند ساخت در دمای پایین‌تری صورت می‌گیرد و به تعداد نقاب‌های کمتری حین ساخت نیاز است. در این افزاره، به کمک فرایند زدایش، یک نانوحفره در عایق گیت ایجاد می‌گردد که مولکول‌ها در آن قرار می‌گیرند. از آنجا که ثابت دی‌الکترونیک مولکول‌ها بیشتر از ثابت دی‌الکترونیک هوا می‌باشد، خازن نانوحفره و به تبع آن خازن گیت تغییر کرده که این امر موجب تغییر جریان درین و تغییر ولتاژ آستانه می‌گردد. در این تحقیق، دو معیار برای سنجش حساسیت حسگر مورد بررسی قرار گرفته است. معیار اول تغییرات جریان حالت خاموش و معیار دوم تغییرات ولتاژ آستانه هنگام جذب مولکول است که به طور کامل در بخش سوم مورد بررسی قرار خواهند گرفت. اما نکته بسیار حایز اهمیت آن است که مشخصه‌های الکترونیکی افزاره تحت تأثیر جذب مولکول خصوصاً مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکترونیک پایین تغییر کند و سایر متغیرهای ساختاری نقش محسوسی در این تغییرات نداشته باشند. به

چکیده: حسگرهای زیستی دارای کاربردهای متنوعی خصوصاً در بخش تشخیص پزشکی هستند. در این مقاله از ترانزیستور نانولوله بدون پیوند به عنوان حسگر زیستی بدون برچسب برای تشخیص مولکول استفاده گردیده است. اساس عملکرد این حسگر بر مبنای مدولاسیون دی‌الکترونیک عایق گیت است. در این ترانزیستور، گیت وظیفه کنترل جریان درین را بر عهده دارد و در صورت تغییر خازن گیت، جریان درین تغییر می‌کند. یک نانوحفره در عایق گیت ایجاد گردیده که محل قرارگیری مولکول است. از آنجا که مولکول‌های زیستی مختلف دارای ثابت دی‌الکترونیک متفاوتی هستند، انباشتگی مولکول‌های مختلف در نانوحفره موجب تغییر ثابت دی‌الکترونیک نانوحفره گردیده و این امر در نهایت موجب تغییر خازن گیت و تغییر جریان افزاره می‌گردد. تغییرات ولتاژ آستانه و تغییرات جریان درین به عنوان دو معیار برای شناسایی مولکول و تعیین حساسیت حسگر معرفی شده‌اند. این حسگر به دلیل دارا بودن دو گیت داخلی و خارجی دارای توان مصرفی پایینی است و دارای فرایند ساخت ساده در دمای پایین می‌باشد. از مزایای ساختار مطرح‌شده در این حسگر می‌توان به حساسیت بالا و تفکیک‌پذیری بالا خصوصاً در مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکترونیک پایین اشاره نمود. اثر متغیرهای مهم ساختاری و فیزیکی بر عملکرد این حسگر به طور کامل مورد بررسی قرار گرفته است. تابع کار فلز گیت و آرایش کانال دو معیار بسیار مهم در حساسیت حسگر هستند که لازم است مقادیر بهینه‌ای برای آنها تعیین گردد. به دلیل توان مصرفی پایین و حساسیت بالا، این حسگر می‌تواند گزینه مناسبی برای کاربرد در ابعاد نانو باشد.

کلیدواژه: تابع کار گیت، ترانزیستور اثر میدان بدون پیوند، ثابت دی‌الکترونیک مولکول، حسگر زیستی، ساختار نانولوله، ولتاژ آستانه.

۱- مقدمه

حسگرهای زیستی یکی از مهم‌ترین و پرکاربردترین ادوات برای تشخیص مولکول‌ها به شمار می‌روند و دارای کاربردهای زیادی در حوزه پزشکی، صنایع غذایی، صنایع شیمیایی و علوم آزمایشگاهی هستند [۱] تا [۵]. در حال حاضر نیز طراحی و تولید حسگرهای تشخیص سریع با دقت بسیار بالا برای کنترل بیماری کووید ۱۹ بسیار حایز اهمیت است [۶] و [۷]. در سال‌های اخیر، نانوفناوری نقش مهم و تأثیرگذاری در بهبود حساسیت و پاسخ‌دهی حسگرها ایفا کرده و در حال حاضر، به کارگیری افزاره‌های نانوالکترونیک، کمک شایانی به بهبود حساسیت حسگرهای زیستی نموده است. ترانزیستور اثر میدانی حساس به یون به عنوان حسگر

این مقاله در تاریخ ۸ اسفند ماه ۱۳۹۹ دریافت و در تاریخ ۱۸ آذر ماه ۱۴۰۰ بازنگری شد.
زهرا آهنگری، گروه الکترونیک، واحد یادگار امام خمینی (ره) شهر ری، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران، (email: z.ahangari@iausr.ac.ir).

جدول ۱: متغیرهای ساختاری و فیزیکی مربوط به ساختار ترانزیستور بدون پیوند متداول و ترانزیستور نانولوله بدون پیوند به عنوان حسگر زیستی.

متغیر	ساختار ترانزیستور بدون پیوند متداول	ساختار ترانزیستور نانولوله بدون پیوند به عنوان حسگر زیستی
تابع کار گیت (eV)	۴٫۵	۴٫۵
ضخامت ناحیه هوایی (nm)	-	۱۰
ضخامت HfO_2 (nm)	۱	۱
طول کانال	۲۰	۲۰
شعاع کانال R (nm)	۵	۵
آلایش کانال (cm^{-3})	1.0^{19}	1.0^{19}
آلایش سورس/درین (cm^{-3})	1.0^{19}	1.0^{19}
ولتاژ درین V_{DS} (V)	-۰٫۰۵	-۰٫۰۵

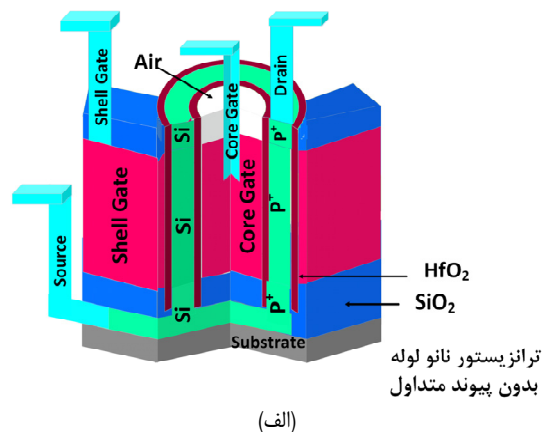
هوا پر شده است، نانوحفره دارای ثابت دی‌الکتریک $k=1$ می‌باشد. با قرارگیری مولکول در نانوحفره و با توجه به این که هر مولکول دارای ثابت دی‌الکتریک متفاوتی است، ضریب گذردهی نانوحفره تغییر می‌کند که در نهایت منجر به تغییر کنترل گیت بر روی کانال می‌گردد. متغیرهای ساختاری و فیزیکی اولیه ترانزیستور نانولوله بدون پیوند متداول و ترانزیستور نانولوله بدون پیوند به عنوان حسگر زیستی در جدول ۱ ارائه گردیده است. شبیه‌سازی سه‌بعدی به کمک نرم‌افزار عددی Silvaco [۱۸] صورت گرفته و مدل‌های زیر برای بررسی مشخصه‌های الکتریکی افزاره لحاظ گردیده است: (۱) مدل مربوط به حرکت حامل‌ها از سورس به درین که بر مبنای رانش و نفوذ است، (۲) مدل‌های مربوط به اثر تراکم ناخالصی و میدان الکتریکی ناشی از گیت و درین بر قابلیت حرکت حامل‌ها، (۳) مدل‌های مربوط به بازترکیب الکترون و حفره، (۴) مدل مربوط به کاهش شکاف انرژی در نیمه‌هادی با آلایش بالا و (۵) مدل‌های کوانتومی هنگامی که قطر نانولوله به کمتر از ۵ nm کاهش می‌یابد.

۳- یافته‌ها و بحث

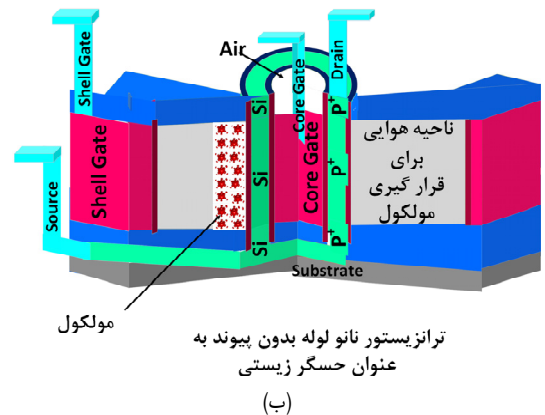
در این بخش، ابتدا عملکرد ترانزیستور نانولوله بدون پیوند متداول توضیح داده شده است. سپس در ادامه، عملکرد ترانزیستور بدون پیوند به عنوان حسگر زیستی مورد بررسی قرار خواهد گرفت و اثر متغیرهای مهم ساختاری و فیزیکی بر حساسیت حسگر زیستی تبیین خواهد شد.

۳-۱ بررسی مشخصه‌های الکتریکی ترانزیستور نانولوله بدون پیوند متداول

ترانزیستور نانولوله بدون پیوند کانال P متداول دارای آلایش یکسانی در سورس، درین و کانال می‌باشد [۱۹] تا [۲۱]. در این افزاره گیت وظیفه کنترل جریان درین را بر عهده دارد. در حالت خاموش (ولتاژ گیت برابر صفر ولت و ولتاژ درین برابر -0.05 ولت)، به دلیل اختلاف تابع کار گیت (داخلی و خارجی) و تابع کار نیمه‌هادی کانال، تراکم حفره‌ها در کانال کاهش می‌یابد. این امر موجب افزایش عرض ناحیه تخلیه شده و در این حالت، مسیر حرکت حامل‌ها از سورس به درین مسدود می‌شود. با افزایش ولتاژ گیت در جهت منفی، تراکم حفره‌ها در کانال افزایش یافته و منجر به کاهش عرض ناحیه تخلیه شده در کانال می‌گردد. در این حالت جریان درین از سورس به درین برقرار می‌شود. در این ساختار به دلیل استفاده از دو گیت داخلی و خارجی، گیت کنترل بسیار بالایی بر تراکم حامل‌ها در کانال دارد که این امر در نهایت منجر به کاهش توان مصرفی ایستای



ترانزیستور نانو لوله بدون پیوند متداول



ترانزیستور نانو لوله بدون پیوند به عنوان حسگر زیستی

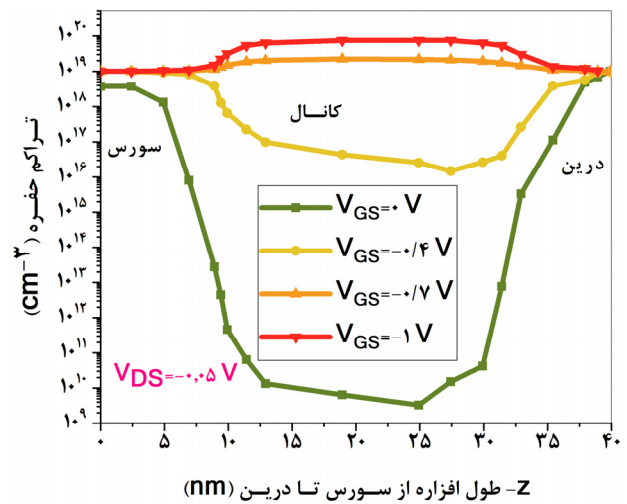
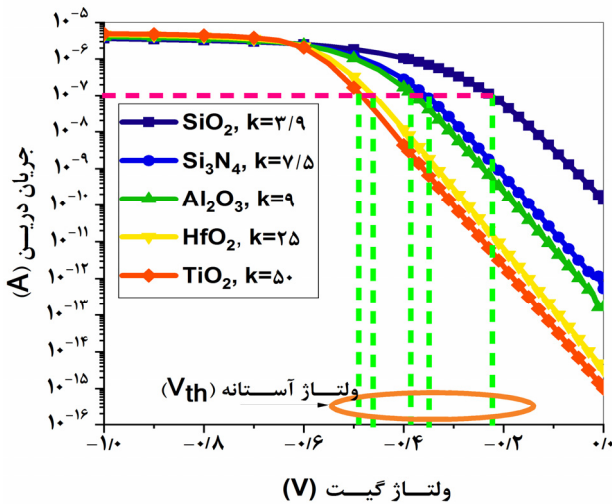
شکل ۱: (الف) ساختار ترانزیستور بدون پیوند متداول و (ب) ساختار ترانزیستور نانولوله بدون پیوند به عنوان حسگر زیستی.

دلیل اهمیت این موضوع، اثر متغیرهای مهم ساختاری و فیزیکی بر حساسیت حسگر به طور کامل مورد بررسی قرار خواهند گرفت و مقدار بهینه‌ای برای آنها تعیین خواهد گردید تا بیشترین حساسیت برای حسگر به دست آید. همچنین یکی دیگر از اهداف مهم در طراحی حسگر، کاهش توان مصرفی قبل از جذب مولکول است.

در ادامه و در بخش دوم، ساختار ترانزیستور نانولوله بدون پیوند متداول و نحوه تبدیل آن به یک نانوحسگر بررسی شده است. سپس در بخش سوم، اثر متغیرهای مهم ساختاری و فیزیکی بر عملکرد نانوحسگر مورد بررسی قرار خواهد گرفت و نهایتاً نتایج مربوط به مقاله در بخش چهارم ارائه می‌گردد.

۲- ساختار افزاره و مدل‌های به کار گرفته شده در شبیه‌سازی

شکل ۱- الف ساختار سه‌بعدی ترانزیستور نانولوله بدون پیوند را نشان می‌دهد. ساختار ارائه شده دارای دو گیت داخلی و خارجی است که این امر موجب افزایش کنترل گیت بر کانال می‌گردد. همان گونه که نشان داده شده است، دو گیت به یکدیگر متصل شده‌اند و دارای ولتاژ یکسانی هستند. آلایش سورس، درین و کانال یکسان و از نوع P^+ می‌باشد. شکل ۱- ب ساختار ترانزیستور نانولوله بدون پیوند به عنوان حسگر زیستی را نشان می‌دهد. این ساختار مشابه ترانزیستور نانولوله بدون پیوند متداول می‌باشد با این تفاوت که در این نانوحسگر، ضخامت عایق گیت تا ۱۲ nm افزایش یافته است. برای قرارگیری مولکول به حداقل ۱۰ nm فضا نیاز داریم و با استفاده از روش زدایش شیمیایی، یک نانوحفره با ضخامت ۱۰ nm در عایق گیت ایجاد می‌گردد. این نانوحفره محل قرارگیری مولکول است. هنگامی که نانوحفره خالی است و به عبارتی از

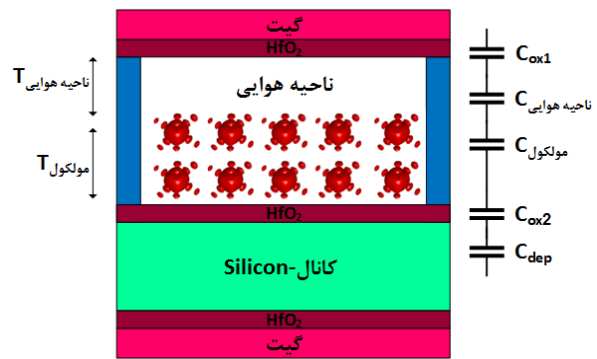


شکل ۳: مشخصه انتقالی ترانزیستور نانولوله بدون پیوند متداول به ازای تغییر ماده عایق گیت.

شکل ۲: تراکم حفره در راستای طول افزاره از سورس تا درین به ازای تغییر ولتاژ گیت.

جدول ۲: ثابت دی الکتریک مولکول های زیستی مورد بررسی در این مقاله.

نام مولکول	ثابت دی الکتریک مولکول
streptavidin	۲٫۱
۳-aminopropyltriethoxysilane (APTES)	۳٫۵۷
protein	۸



شکل ۴: خازن های تشکیل دهنده خازن گیت در نانوحسگر.

گیت نشان می دهد. با افزایش ثابت دی الکتریک ماده عایق گیت، به دلیل افزایش کنترل گیت بر کانال، جریان حالت خاموش کاهش یافته و نسبت جریان روشن به خاموش بهبود می یابد. همچنین به دلیل افزایش نقش گیت در کنترل تراکم بار کانال، از اثر میدان الکتریکی درین بر بارهای کانال کاسته شده که این امر موجب افزایش ولتاژ آستانه (V_{th}) می گردد. ولتاژ آستانه افزاره، میزان ولتاژ گیتی می باشد که در آن جریان درین به 10^{-7} آمپر می رسد.

افزاره می گردد. شکل ۲، تراکم حفره ها را در میانه کانال از سورس تا درین به ازای تغییر ولتاژ گیت و نیز به ازای ولتاژ درین برابر -0.05 ولت نشان می دهد. ولتاژ درین به منظور تعیین نقش اصلی گیت در کنترل بار کانال، پایین در نظر گرفته شده است. بر اساس نتایج به دست آمده، با افزایش ولتاژ گیت در جهت منفی، تراکم حامل ها در کانال افزایش می یابد. دلیل تغییر تراکم حفره در کانال آن است که الکترودهای گیت داخلی و خارجی هر دو روی ناحیه کانال قرار دارند و روی نواحی سورس و درین توسعه پیدا نکرده اند. از این جهت با تغییر ولتاژ گیت، تنها تراکم بار داخل کانال تغییر می کند.

۳-۲ طراحی حسگر زیستی به کمک ترانزیستور نانولوله بدون پیوند

برای تبدیل ترانزیستور نانولوله بدون پیوند به یک حسگر زیستی، ناحیه عایق گیت به کمک فرایند زدایش تخلیه شده تا یک نانوحفره در ناحیه عایق گیت ایجاد گردد. این نانوحفره، محل قرارگیری مولکول های زیستی است و شعاع آن می بایست حداقل ۱۰ nm باشد. از ویژگی های مولکول های مختلف می توان به تفاوت آنها در ثابت دی الکتریک اشاره نمود. جدول ۲ ثابت دی الکتریک مولکول های مختلف را که در این مقاله مورد بررسی قرار گرفته اند نشان می دهد [۲۲].

خازن گیت (C_G) نقش بسیار مهمی در مشخصه های الکتریکی افزاره دارد و از دو خازن سری خازن اکسید گیت (C_{ox}) و خازن ناحیه تخلیه شده کانال (C_{dep}) تشکیل گردیده است

$$\frac{1}{C_G} = \frac{1}{C_{ox}} + \frac{1}{C_{dep}} \quad (1)$$

$$\frac{1}{C_G} = \frac{T_{ox}}{k_{ox} \epsilon} + \frac{1}{C_{dep}} \quad (2)$$

هنگامی که نانوحفره خالی است، هوا در آن انباشته شده که ثابت دی الکتریک آن $k = 1$ است. با انباشته شدن مولکول در نانوحفره و تغییر ثابت دی الکتریک نانوحفره ($k > 1$)، خازن گیت تغییر کرده و این امر موجب تغییر جریان حالت خاموش و نیز تغییر ولتاژ آستانه می گردد. این دو معیار می توانند برای تشخیص مولکول های مختلف به کار بروند. شکل ۴ خازن های تشکیل دهنده ساختار نانوحفره را نشان می دهد.

که در آن T_{ox} ضخامت عایق گیت، k_{ox} ثابت دی الکتریک ماده عایق گیت و ϵ ضریب گذردگی خلأ می باشد. خازن ناحیه تخلیه شده بزرگتر از خازن عایق گیت است لذا در ترکیب سری، خازن عایق گیت خازن غالب می باشد. با افزایش ثابت دی الکتریک عایق گیت، ظرفیت خازن اکسید گیت افزایش یافته و این امر موجب افزایش خازن گیت و در نتیجه افزایش کنترل گیت بر کانال می گردد. شکل ۳ مشخصه انتقالی ترانزیستور نانولوله بدون پیوند کانال P را به ازای مواد مختلف در عایق

در [۲۲]، نیز عملکرد یک حسگر زیستی بر اساس فناوری نانوحفره انجام شده است. این افزاره دارای عملکرد کانال N است که پاسخدهی مناسبی برای مولکول ها با بار مثبت ندارد. به همین دلیل در این مقاله افزاره از نوع کانال P است. همچنین در [۲۲] افزاره دارای یک گیت بیرونی می باشد و الکترودهای گیت از دو ماده با تابع کار متفاوت تشکیل شده

$$\frac{1}{C_G} = \frac{1}{C_{ox1}} + \frac{1}{C_{nanogap}} + \frac{1}{C_{ox2}} + \frac{1}{C_{dep}} \quad (3)$$

$$\frac{1}{C_{nanogap}} = \frac{1}{C_{air}} + \frac{1}{C_{molecule}} \quad (4)$$

$$\frac{1}{C_{nanogap}} = \frac{T_{air}}{k_{air} \epsilon} + \frac{T_{molecule}}{k_{molecule} \epsilon} \quad (5)$$

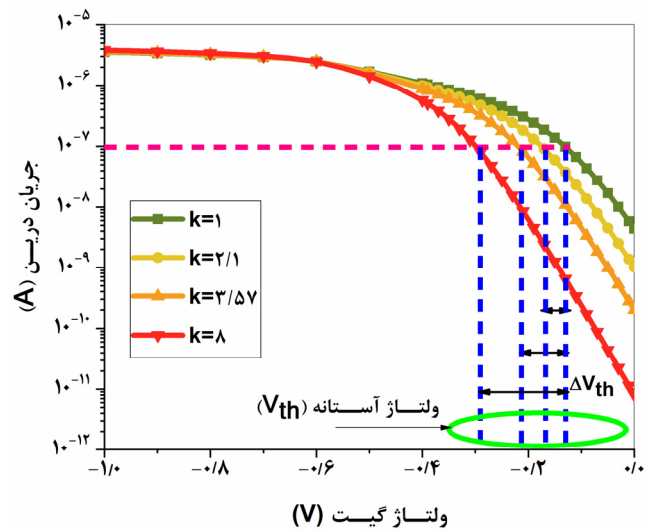
که در آن C_{ox1} و C_{ox2} به ترتیب برابر خازن عایق گیت است که در فرایند زدایش باقی مانده و $C_{nanogap}$ خازن نانوحفره می‌باشد که شامل دو قسمت خازن ناحیه هوایی (C_{air}) و خازن مولکول ($C_{molecule}$) است. همچنین $T_{molecule}$ ضخامت بخشی از ناحیه عایق گیت است که مولکول‌ها در آن انباشته شده‌اند، T_{air} ضخامت بخشی از نانوحفره است که با هوا پر گردیده و ثابت دی‌الکتریک ناحیه هوایی k_{air} نیز برابر یک ($k=1$) است. بر اساس (۵)، با تغییر ثابت دی‌الکتریک مولکول، ظرفیت خازن نانوحفره تغییر کرده که این امر در نهایت منجر به تغییر خازن گیت می‌گردد. شکل ۵ مشخصه انتقالی ترانزیستور نانولوله بدون پیوند را به ازای حالتی که نانوحفره خالی است و نیز به ازای حالتی که نانوحفره با مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک مختلف پر شده‌اند، نشان می‌دهد. برای بررسی اثر ثابت دی‌الکتریک مولکول بر ولتاژ آستانه، ولتاژ درین برابر -0.5 ولت در نظر گرفته شده است.

همان گونه که مشاهده می‌گردد با افزایش ثابت دی‌الکتریک مولکول، ولتاژ آستانه در جهت منفی افزایش یافته و نیز به دلیل افزایش کنترل گیت بر کانال و افزایش خازن گیت، جریان حالت خاموش کاهش می‌یابد. میزان تغییر ولتاژ آستانه (ΔV_{th}) و نسبت جریان حالت خاموش (I_{off})، در حالتی که نانوحفره خالی است (before molecule accumulation) به جریان حالت خاموش در حالت انباشتگی مولکول (after molecule accumulation) می‌تواند به عنوان معیاری برای تشخیص نوع مولکول به کار روند. بر این اساس دو معیار اساسی تشخیص مولکول S_1 و S_2 به شرح زیر تعریف می‌گردند

$$S_1 (mV) = \left| \Delta V_{th} \right| = \left| V_{th} (before \ molecule \ acumulation) - V_{th} (after \ molecule \ acumulation) \right| \times 1000 \quad (6)$$

$$S_2 = \frac{I_{off} (before \ molecule \ acumulation)}{I_{off} (after \ molecule \ acumulation)} = \frac{I_{off} (k=1)}{I_{off} (k>1)} \quad (7)$$

شکل ۶ نمودار ولتاژ آستانه را بر حسب ثابت دی‌الکتریک مولکول نشان می‌دهد. همان گونه که مشاهده می‌گردد با افزایش ثابت دی‌الکتریک مولکول و افزایش کنترل گیت بر کانال، ولتاژ آستانه نسبت به حالتی که نانوحفره از هوا پر شده است (در جهت منفی) افزایش می‌یابد. همچنین معیار حساسیت S_2 به ازای ثابت دی‌الکتریک مختلف مولکول‌ها رسم گردیده است. همان گونه که مشاهده می‌گردد با افزایش ثابت دی‌الکتریک، میزان حساسیت حسگر افزایش می‌یابد. در طراحی حسگر بهینه لازم است میزان حساسیت حسگر نسبت به مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک پایین افزایش یابد. در شکل ۷ جریان حالت خاموش ترانزیستور و معیار حساسیت S_2 بر حسب ثابت دی‌الکتریک مولکول نمایش داده شده است. همان گونه که مشاهده می‌گردد با افزایش ثابت

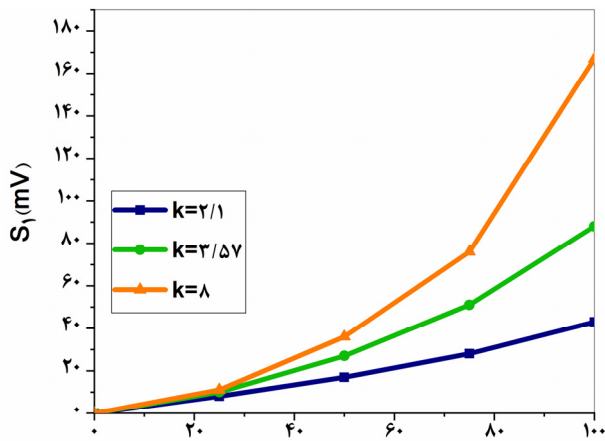


شکل ۵: مشخصه انتقالی ترانزیستور نانولوله بدون پیوند به عنوان حسگر زیستی به ازای تابعی از مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک مختلف.

است. برای افزایش کنترل گیت بر کانال، افزایش پاسخ‌دهی حسگر و نیز سهولت در فرایند ساخت، در این مقاله، افزاره نانولوله که دارای دو گیت داخلی و بیرونی است و هر دو گیت دارای تابع کار یکسانی هستند، مورد بررسی و شبیه‌سازی قرار گرفته است.

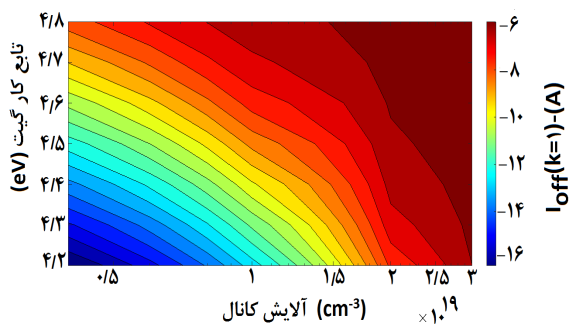
در خصوص قرارگیری مولکول‌ها در نانوحفره سه مرحله وجود دارد: (۱) بعد از تمیز کردن نانوحفره، افزاره را در محلول amino-undecanethiol hydrochloride با نسبت ۱۱ به ۱ قرار می‌دهیم. در این حالت یک لایه خودآرا بین لایه عایق گیت دیواره و گروه‌های آمینو تشکیل می‌شود. این پیوند نهایتاً مانند یک بازوی کمکی موجب اتصال مولکول‌های biotin به دیواره‌های نانوحفره می‌شود. (۲) در مرحله دوم، افزاره در محلول بافر carbonate sulpho-NHS-LC biotin برای مدت ۴ ساعت در دمای ۸۵ درجه قرار می‌گیرد تا فرایند تثبیت کردن مولکول‌های biotin به دیواره‌های نانوحفره با پایداری بالا انجام شود. (۳) سپس افزاره‌ای را که مولکول‌های biotin در نانوحفره آن تثبیت شده‌اند به مدت ۴ ساعت دیگر در دمای ۸۵ درجه سانتیگراد در 300-nM محلول streptavidin/PBST قرار می‌دهیم. در این حالت مولکول‌های streptavidin در نانوحفره تثبیت می‌شوند و یک پیوند بین مولکولی قوی با biotin تشکیل می‌گردد. ساخت این افزاره منطبق بر رشد نانوسیم است که در ابتدا بر روی بستر یک نانوسیم از جنس فلز به عنوان الکتروود داخلی رشد داده می‌شود و سپس در اطراف این نانولوله عایق گیت میانی قرار می‌گیرد. عایق گیت میانی از جنس HfO_2 است و بر روی نانوسیم فلزی به روش لایه نشانی قرار می‌گیرد. نکته حایز اهمیت آن است که فرایند رشد این افزاره به صورت عمودی است. سپس کانال افزاره به شکل نانوسیم رشد داده می‌شود، به طوری که عایق گیت و نانولوله فلزی در مرکز آن قرار گیرند. در مرحله بعد، ۱۲ نانومتر عایق گیت در اطراف نانوسیم رشد داده می‌شود و برای تشکیل نانوحفره لازم است ۱۰ نانومتر از نانوحفره زدایش گردد. بعد از زدایش و تشکیل نانوحفره، گیت خارجی به روش اسپاترینگ (کند و پاش) ایجاد می‌شود و در نهایت الکترودهای افزاره متصل می‌گردند. نکته حایز اهمیت آن است که در این افزاره سورس، کانال و درین دارای یک نوع آرایش هستند و به همین دلیل مرحله کاشت یونی برای این مراحل نداریم.

روابط مربوط به خازن گیت در این حالت نشان داده شده‌اند (نانوحفره):
 مولکول: $molecule$ و ناحیه هوایی: air



حجم نانو حفره که توسط مولکول پر شده است (%)

شکل ۸: حساسیت حسگر بر اساس معیار S_1 به ازای درصدی از حجم نانوحفره که توسط مولکول پر شده است.

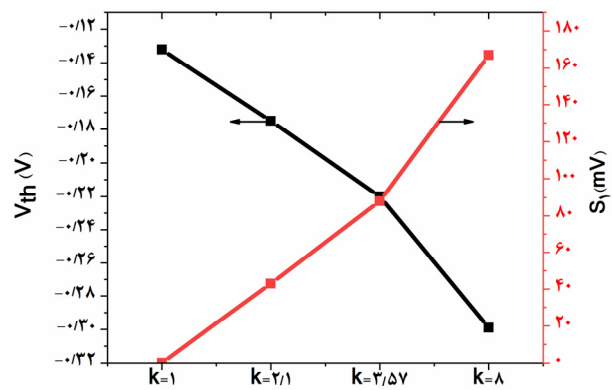


شکل ۹: کانتور دوبعدی جریان حالت خاموش قبل از جذب مولکول به ازای تغییرات آرایش کانال و تابع کار گیت.

حسگر نشان می‌دهد. در صورتی که نانوحفره کاملاً با مولکول پر نشود، طبق (۴) خازن نانوحفره به دو خازن سری، یکی قسمتی که با هوا پر شده و دیگری خازن مولکول تبدیل می‌گردد. به دلیل ثابت دی‌الکتریک پایین ناحیه هوایی، خازن گیت کاهش یافته که این امر موجب کاهش کنترل گیت بر کانال و کاهش حساسیت حسگر می‌گردد. همان گونه که در شکل نشان داده شده است، برای افزایش میزان حساسیت حسگر و نیز افزایش میزان تفکیک‌پذیری حسگر برای مولکول‌های مختلف لازم است تمام ظرفیت نانوحفره پر از مولکول گردد. جدول ۳ حساسیت حسگر بر مبنای معیار S_p و جریان حالت خاموش افزاره را به ازای درصد مختلف پر شدن نانوحفره نشان می‌دهد. در حالتی که مولکول‌ها درصد کمی از نانوحفره را تشکیل می‌دهند، به دلیل کاهش کنترل گیت بر کانال، تغییرات جریان حالت خاموش با تغییر نوع مولکول محسوس نیست. بر این اساس برای افزایش حساسیت حسگر خصوصاً برای مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک پایین لازم است مولکول‌ها در تمام ظرفیت نانوحفره انباشته گردند.

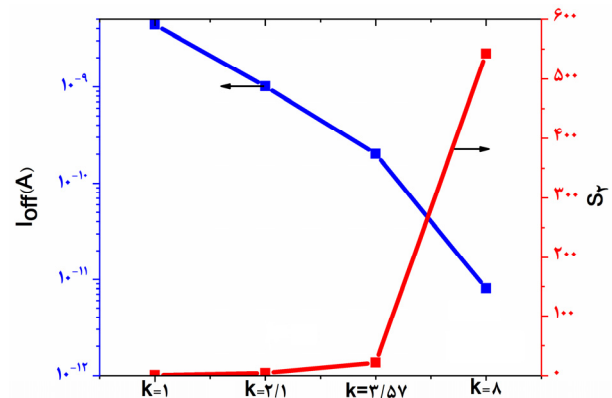
۳-۲-۲ بررسی اثر آرایش کانال و تابع کار گیت بر حساسیت حسگر زیستی

یکی از اهداف مهم در طراحی یک نانوحسگر بهینه، کاهش توان مصرفی و کاهش جریان حالت خاموش در حالتی است که مولکول در آن قرار ندارد. آرایش کانال و تابع کار گیت، دو عامل تأثیرگذار بر جریان حالت خاموش افزاره هستند. شکل ۹ کانتور دوبعدی جریان حالت خاموش افزاره را به ازای تغییر آرایش کانال و تابع کار گیت (داخلی و بیرونی) نشان می‌دهد. حداقل جریان خاموش افزاره برای عملکرد بهینه حسگر در



ثابت دی‌الکتریک مولکول

شکل ۶: نمودار ولتاژ آستانه و معیار حساسیت S_1 به ازای تغییر ثابت دی‌الکتریک مولکول.



ثابت دی‌الکتریک مولکول

شکل ۷: نمودار جریان حالت خاموش و معیار S_p به ازای تغییر ثابت دی‌الکتریک مولکول.

دی‌الکتریک مولکول، جریان حالت خاموش کاهش می‌یابد که این مسئله موجب افزایش حساسیت حسگر خصوصاً برای مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک بالا می‌گردد.

اصول عملکرد این حسگر بر پایه تغییر خازن گیت استوار است و قطر نانوحفره نقش کلیدی را در پاسخ‌دهی حسگر زیستی دارد. هر گونه تغییر در طی فرایند ساخت که بر قطر نانوحفره تأثیر بگذارد می‌تواند بر پاسخ‌دهی حسگر تأثیر داشته باشد. همچنین دما یک عامل محدودکننده عملکرد این افزاره است. هدف این است که با قرارگرفتن مولکول در نانوحفره، مشخصه‌های الکتریکی افزاره تغییر کند. اما دما می‌تواند بر تراکم حامل‌ها در کانال تأثیر بگذارد و ولتاژ آستانه را قبل و حتی بعد از جذب مولکول تغییر دهد. در دماهای بسیار بالا، تراکم حفره‌ها در کانال افزایش یافته و ولتاژ آستانه کاهش می‌یابد. در این حالت پاسخ‌دهی حسگر برای مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک پایین کاهش می‌یابد. از طرفی در دماهای بسیار پایین نیز تراکم حفره‌ها در کانال کاهش یافته و در نتیجه کانال مسدود می‌شود. در این حالت ولتاژ آستانه، افزایش و در نتیجه پاسخ‌دهی حسگر نیز حتی برای مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک بالا کاهش می‌یابد. شبیه‌سازی در این مقاله در دمای اتاق انجام شد، لذا تنظیم دما برای عملکرد بهینه حسگر ضروری است.

۳-۲-۳ بررسی اثر میزان انباشتگی مولکول در حجم نانوحفره بر حساسیت حسگر زیستی

شکل ۸ اثر میزان پر شدن نانوحفره را توسط مولکول بر پاسخ‌دهی

جدول ۳: جریان حالت خاموش و معیار حساسیت S_p به ازای درصدی از حجم نانوحفره که توسط مولکول پر شده است.

S_p	جریان حالت خاموش هنگام جذب مولکول			درصدی از حجم نانوحفره که توسط مولکول پر شده است.		
	$k = 2,1$	$k = 3,57$	$k = 8$	$k = 2,1$	$k = 3,57$	$k = 8$
۱,۲۹	۱,۳۹	۱,۴۱	$3,42 \times 10^{-9}$	$3,15 \times 10^{-9}$	$3,11 \times 10^{-9}$	۲۵٪
۱,۷۶	۲,۳۸	۲,۹۴	$2,49 \times 10^{-9}$	$1,84 \times 10^{-9}$	$1,49 \times 10^{-9}$	۵۰٪
۲,۵۹	۵,۳۷	۱۳,۱	$1,79 \times 10^{-9}$	$8,18 \times 10^{-10}$	$3,34 \times 10^{-10}$	۷۵٪
۴,۳۴	۲۱,۸	۵۴۳	$1,01 \times 10^{-9}$	$2,01 \times 10^{-10}$	$8,09 \times 10^{-12}$	۱۰۰٪

جدول ۴: جریان حالت خاموش و معیار حساسیت S_p به ازای تغییر آرایش کانال.

S_p	جریان حالت خاموش هنگام جذب مولکول			آرایش کانال (cm^{-3})		
	$k = 2,1$	$k = 3,57$	$k = 8$	$k = 2,1$	$k = 3,57$	$k = 8$
۲,۳۶	۵,۷۸	۳۱,۳	$5,41 \times 10^{-13}$	$2,21 \times 10^{-13}$	$4,09 \times 10^{-14}$	4×10^{18}
۳,۸۱	۱۵,۸	۲۵۲	$9,91 \times 10^{-11}$	$2,39 \times 10^{-11}$	$1,50 \times 10^{-12}$	8×10^{18}
۴,۳۴	۲۱,۸	۵۴۳	$1,01 \times 10^{-9}$	$2,01 \times 10^{-10}$	$8,09 \times 10^{-12}$	1×10^{19}

جریان حالت خاموش دارد که در نهایت منجر به کاهش حساسیت حسگر می‌گردد. شکل ۱۲ اثر تغییر تابع کار گیت را بر حساسیت حسگر بر اساس معیار S_p نشان می‌دهد. ولتاژ آستانه افزاره تحت تأثیر هر دو عامل تابع کار گیت و آرایش کانال می‌باشد و هر کدام می‌توانند در مقطعی نقش برجسته‌تری را ولتاژ آستانه افزاره داشته باشند. به همین دلیل و همان گونه که مشاهده می‌گردد، حساسیت حسگر بر اساس معیار S_p وابستگی بسیار کمی به تغییر تابع کار گیت دارد.

۳-۲-۳ بررسی اثر ولتاژ درین بر حساسیت حسگر زیستی

شکل ۱۳ اثر ولتاژ درین را بر حساسیت حسگر بر حسب معیارهای S_p و S_p نشان می‌دهد. ولتاژ درین باعث کاهش ولتاژ آستانه افزاره در حالتی که مولکولی در نانوحفره قرار نگرفته است، می‌گردد. در این حالت با جذب مولکول و افزایش ثابت دی‌الکتریک مولکول، تغییرات ولتاژ آستانه افزایش می‌یابد. از طرفی با افزایش ولتاژ درین، جریان حالت خاموش قبل از جذب مولکول افزایش می‌یابد. با افزایش ثابت دی‌الکتریک مولکول، جریان حالت خاموش کاهش یافته و حساسیت حسگر بر اساس معیار S_p افزایش می‌یابد. نکته مهم آن است که در مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک پایین، تغییرات ولتاژ درین اثر محسوسی بر جریان حالت خاموش ندارد، لیکن با افزایش ثابت دی‌الکتریک مولکول، جریان حالت خاموش به میزان قابل توجهی کاهش می‌یابد.

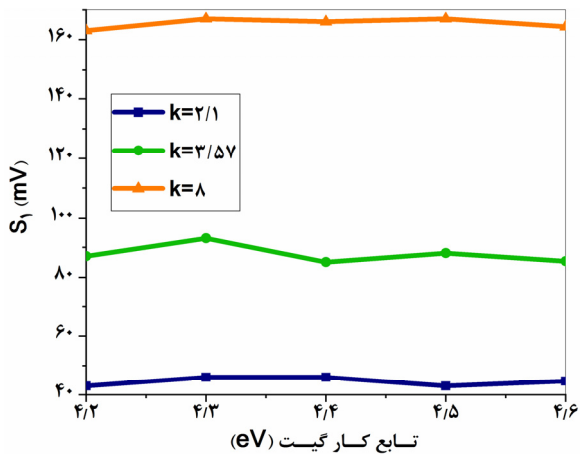
۳-۲-۴ بررسی اثر قطر نانولوله بر حساسیت حسگر زیستی

قطر نانولوله پارامتر ساختاری بسیار مهمی در نانوحسگر می‌باشد. شکل ۱۴ اثر تغییر قطر نانولوله را بر پاسخدهی حسگر به ازای معیارهای S_p و S_p نشان می‌دهد. با کاهش قطر نانولوله، کنترل گیت بر کانال افزایش می‌یابد. در این حالت، همان گونه که مشاهده می‌گردد، حساسیت حسگر به ازای قطر نانولوله برابر $R = 3 \text{ nm}$ کاهش می‌یابد. همان گونه که اشاره گردید، مبنای پاسخدهی حسگر بر اساس تغییر ولتاژ آستانه و جریان حالت خاموش به ازای تغییر ثابت دی‌الکتریک مولکول است. حال اگر مشخصه‌های الکتریکی افزاره به کمک افزایش کنترل گیت تغییر کند، در این حالت پاسخدهی حسگر به تغییر ثابت دی‌الکتریک مولکول خصوصاً مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک پایین کاهش می‌یابد. از طرفی، افزایش قطر نانولوله موجب کاهش کنترل گیت بر کانال، افزایش جریان حالت خاموش و افزایش توان مصرفی حسگر می‌گردد. از این رو لازم است ضخامت بهینه برای قطر نانولوله تعیین گردد. بر اساس نتایج شبیه‌سازی و بر اساس پارامترهای اولیه شبیه‌سازی، قطر نانولوله برابر $R = 5 \text{ nm}$

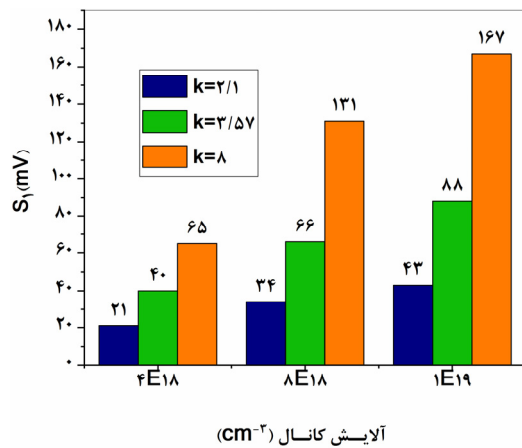
ولتاژ گیت صفر برابر 10^{-7} آمپر در نظر گرفته شده است. همان گونه که مشاهده می‌گردد، بیشترین جریان حالت خاموش در گوشه سمت راست-بالای کانتور و به ازای تابع کار گیت بالا و آرایش سنگین کانال به دست می‌آید. بدیهی است در این شرایط عرض ناحیه تخلیه شده کاهش یافته و حامل‌ها از سورس به درین جریان می‌یابند. از طرفی، کمترین جریان درین به ازای آرایش پایین کانال و تابع کار پایین گیت در گوشه سمت چپ-پایین به دست می‌آید. در این حالت تراکم حفره‌ها در کانال به میزان قابل توجهی کاهش یافته و عرض ناحیه تخلیه شده در کانال افزایش می‌یابد. لازم به ذکر است برای افزایش پاسخدهی حسگر و افزایش میزان تفکیک‌پذیری آن، باید جریان حالت خاموش و ولتاژ آستانه افزاره بعد از جذب مولکول تغییر کند. لذا با کاهش آرایش کانال و تابع کار گیت، جریان حالت خاموش به حداقل مقدار رسیده و ولتاژ آستانه افزایش می‌یابد. به دلیل نقش غالب این عوامل، جریان حالت خاموش و ولتاژ آستانه تغییرات کمی بعد از جذب مولکول دارد که این امر در نهایت منجر به کاهش میزان حساسیت حسگر و کاهش میزان تفکیک‌پذیری حسگر نسبت به مولکول‌های مختلف می‌گردد. از طرفی افزایش زیاد تراکم ناخالصی یا افزایش تابع کار گیت موجب افزایش جریان حالت خاموش در حالتی که مولکولی در نانوحفره قرار نگرفته است می‌گردد. لذا باید مقدار بهینه‌ای برای تابع کار گیت و آرایش کانال تعیین شود.

شکل ۱۰ اثر تغییر آرایش کانال را بر میزان حساسیت حسگر بر اساس معیار حساسیت S_p نشان می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌گردد، به ازای آرایش پایین کانال، حساسیت حسگر خصوصاً برای مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک پایین کاهش می‌یابد و این در حالی است که در مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک بالا، با تغییر در آرایش کانال، تغییر قابل توجهی در حساسیت حسگر مشاهده می‌گردد. حساسیت حسگر بر اساس معیار S_p و نیز جریان حالت خاموش افزاره به ازای آرایش مختلف کانال در جدول ۴ ارائه شده است. همان گونه که مشاهده می‌گردد به دلیل تغییر کوچک در جریان حالت خاموش افزاره، این معیار برای مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک پایین از حساسیت پایینی برخوردار است.

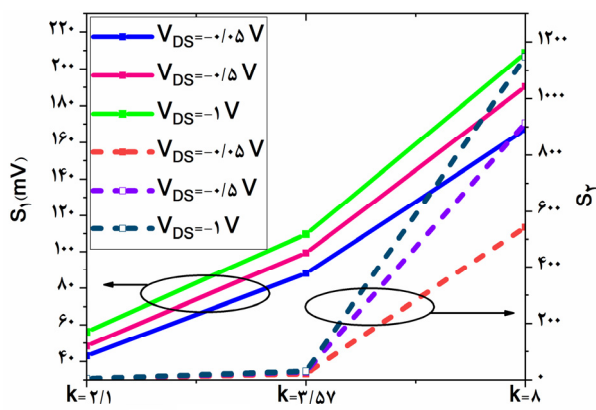
تابع کار گیت داخلی و بیرونی نقش مهمی در پاسخدهی حسگر دارند. شکل ۱۱ پاسخدهی حسگر را بر اساس معیار S_p به ازای تابع کار گیت مختلف نشان می‌دهد. همان گونه که مشاهده می‌گردد، با افزایش تابع کار گیت به دلیل افزایش جریان حالت خاموش، کنترل گیت بر کانال کاهش یافته و تغییر ثابت دی‌الکتریک مولکول، تأثیر کمی بر کاهش



شکل ۱۲: حساسیت حسگر بر مبنای معیار S_1 به ازای تغییر تابع کار گیت.

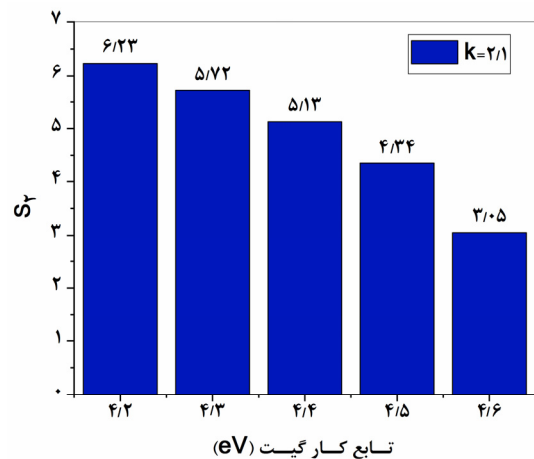


شکل ۱۰: حساسیت حسگر بر مبنای معیار S_1 به ازای تغییر آرایش کانال.

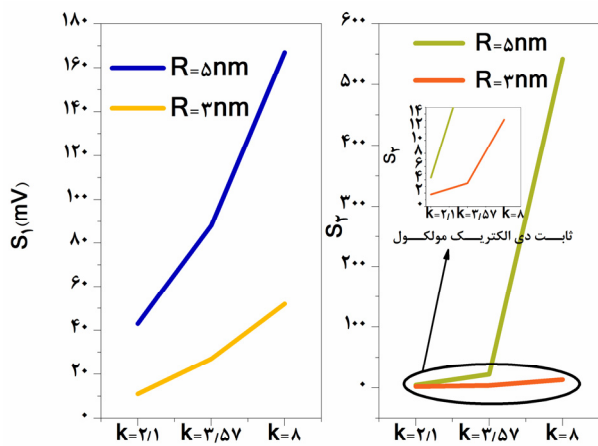


ثابت دی الکترونیک مولکول

شکل ۱۳: حساسیت حسگر بر مبنای معیار S_1 به ازای تغییر ولتاژ درین.

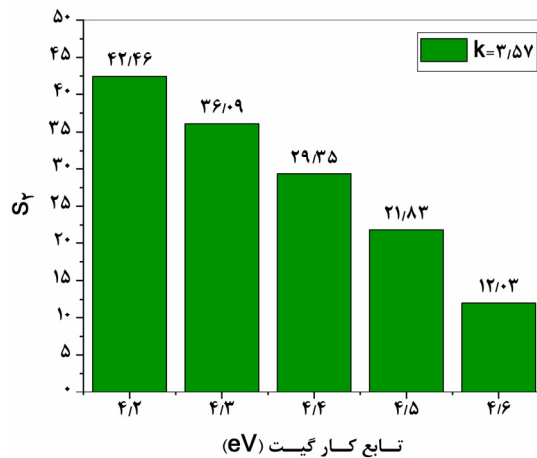


تابع کار گیت (eV)

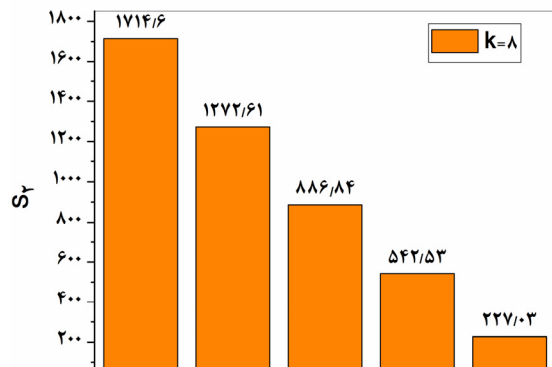


ثابت دی الکترونیک مولکول

شکل ۱۴: حساسیت حسگر به ازای تغییر قطر نانولوله.



تابع کار گیت (eV)



شکل ۱۱: حساسیت حسگر بر مبنای معیار S_2 به ازای تغییر تابع کار گیت.

ضخامت بهینه با حداکثر حساسیت و توان مصرفی پایین می‌باشد.

۳-۲-۵ بررسی اثر بار مولکول بر حساسیت حسگر زیستی

شکل ۱۵ اثر بار مولکول زیستی را بر عملکرد حسگر زیستی نشان می‌دهد. شبیه‌سازی به ازای مولکول‌هایی با بار منفی و مثبت انجام شده است. هدف در طراحی حسگر، تغییر ولتاژ آستانه به کمک تغییر ثابت دی‌الکترونیک مولکول است و این در حالی است که بار مولکول می‌تواند بر بار کانال و در نتیجه بر حساسیت حسگر تأثیر بگذارد. تغییرات ولتاژ آستانه از (۸) محاسبه می‌گردد. لازم به ذکر است به دلیل تغییرات منفی ولتاژ آستانه به ازای مولکول‌هایی با بار منفی، قدر مطلق ΔV_{th} در نظر گرفته

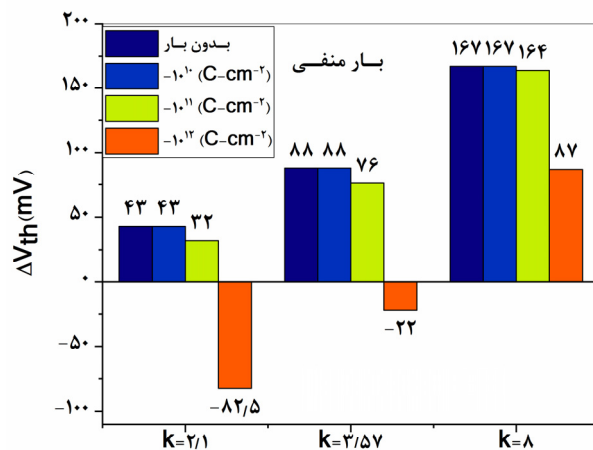
ولتاژ آستانه نسبت به حالتی که نانوحفره خالی است، تغییرات ولتاژ آستانه کاهش یافته و به مقادیر منفی نیز می‌رسد. از این رو می‌توان نتیجه گرفت که این حسگر پاسخ‌دهی مناسبی برای مولکول‌هایی با بار منفی و نیز ثابت دی‌الکتریک پایین ندارد.

۴- نتیجه‌گیری

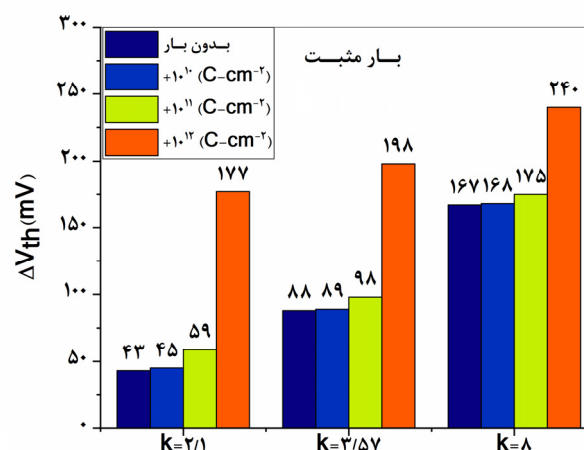
در این مقاله، عملکرد ترانزیستور نانولوله بدون پیوند به عنوان حسگر زیستی مورد بررسی قرار گرفت و اثر متغیرهای مهم فیزیکی و ساختاری بر حساسیت حسگر تبیین گردید. بر اساس نتایج به دست آمده، این افزاره دارای حساسیت بالایی خصوصاً برای مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک پایین است. تابع کار گیت و آلایش کانال از متغیرهای مهم افزاره هستند که نقش مهمی در حساسیت نانوحسگر و میزان تفکیک‌پذیری افزاره برای مولکول‌های مختلف دارند و لازم است مقدار بهینه‌ای برای آنها تعیین گردد. همچنین این افزاره دارای حساسیت بسیار بالایی برای مولکول‌هایی با بار مثبت است لیکن این حسگر پاسخ‌دهی مناسبی برای مولکول‌هایی با بار منفی با ثابت دی‌الکتریک پایین ندارد.

مراجع

- [1] M. L. Verma, "Nanobiotechnology advances in enzymatic biosensors for the agri-food industry," *Environmental Chemistry Letters*, vol. 15, no. 4, pp. 555-560, Dec. 2017.
- [2] P. Mehrotra, "Biosensors and their applications-a review," *J. of Oral Biology and Craniofacial Research*, vol. 6, no. 2, pp. 153-159, Jan. 2016.
- [3] S. T. Nemane, S. B. Gholve, O. G. Bhushure, S. T. Mule, and P. V. Ingle, "Biosensors: an emerging technology in pharmaceutical industry," *J. of Drug Delivery and Therapeutics*, vol. 9, no. 4, pp. 643-647, Jul. 2019.
- [4] D. Rodrigues, et al., "Skin-integrated wearable systems and implantable biosensors: a comprehensive review," *Biosensors*, vol. 10, no. 7, Article ID: 79, Jul. 2020.
- [5] ز. گودرزی، ب. ابراهیمی حسین‌زاده، م. مغربی، ع. فخاری زواره، م. برشان و ح. شکی، "بررسی فاکتورهای مؤثر بر فعالیت الکتروکاتالیستی در حسگر نیکوتین،" فصل‌نامه علمی پژوهشی مهندسی پزشکی زیستی، جلد ۷، شماره ۲، صص. ۱۴۱-۱۳۳، تابستان ۱۳۹۲.
- [6] N. Bhalla, Y. Pan, Z. Yang, and A. F. Payam, "Opportunities and challenges for biosensors and nanoscale analytical tools for pandemics: COVID-19," *ACS Nano*, vol. 14, no. 7, pp. 7783-7807, Jun. 2020.
- [7] M. Garg, A. L. Sharma, and S. Singh, "Advancement in biosensors for inflammatory biomarkers of SARS-CoV-2 during 2019-2020," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 171, no. 1, Article ID: 112703, Jan. 2021.
- [8] F. Bellando, C. K. Dabhi, A. Saedi, C. Gastaldi, Y. S. Chauhan, and A. M. Ionescu, "Subthermionic negative capacitance ion sensitive field-effect transistor," *Applied Physics Letters*, vol. 116, no. 17, Article ID: 173503, Apr. 2020.
- [9] S. Ma, Y. K. Lee, A. Zhang, and X. Li, "Label-free detection of Cordyceps sinensis using dual-gate nanoribbon-based ion-sensitive field-effect transistor biosensor," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 264, pp. 344-352, Jul. 2018.
- [10] I. Fakhri, O. Duman, F. Mahvash, I. Napal, A. Centeno, A. Zurutuza, V. Yargeau, and T. Szkopek, "Selective ion sensing with high resolution large area graphene field effect transistor arrays," *Nature Communications*, vol. 11, no. 1, pp. 1-12, Jun. 2020.
- [11] J. C. Dutta, H. R. Thakur, and G. Keshwani, "High-performance dual-gate carbon nanotube ion-sensitive field effect transistor with high- κ top gate and low- κ bottom gate dielectrics," *IEEE Sensors J.*, vol. 19, no. 14, pp. 5692-5699, Mar. 2019.
- [12] M. Fathollahzadeh, M. Hosseini, M. Norouzi, A. Ebrahimi, M. Fathipour, M. Kolahdouz, and B. Haghighi, "Immobilization of glucose oxidase on ZnO nanorods decorated electrolyte-gated field effect transistor for glucose detection," *J. of Solid State Electrochemistry*, vol. 22, no. 1, pp. 61-67, Jan. 2018.
- [13] T. Sakata, H. Sugimoto, and A. Saito, "Live monitoring of microenvironmental pH based on extracellular acidosis around



ثابت دی‌الکتریک مولکول



ثابت دی‌الکتریک مولکول

شکل ۱۵: اثر بار مولکول بر تغییرات ولتاژ آستانه.

نشده است

$$\Delta V_{th} = V_{th}(\text{before molecule acumulation}) - V_{th}(\text{after molecule acumulation}) \times 100\% \quad (8)$$

بار مثبت مولکول‌ها موجب کاهش تراکم حفره‌ها در سطح کانال می‌گردد. در نتیجه به دلیل افزایش عرض ناحیه تخلیه‌شده در کانال، ولتاژ آستانه افزایش یافته و جریان حالت خاموش کاهش می‌یابد. همان گونه که مشاهده می‌گردد، با افزایش بار مثبت مولکول، تغییرات ولتاژ آستانه افزایش یافته که این امر منجر به افزایش حساسیت حسگر می‌شود. این امر خصوصاً برای مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک بزرگ‌تر، آشکارتر است و از این رو می‌توان این طور نتیجه گرفت که این حسگر، حساسیت خوبی خصوصاً برای مولکول‌هایی با بار مثبت دارد. در ادامه، شکل ۱۵ اثر جذب مولکول‌هایی با بار منفی را بر تغییرات ولتاژ آستانه نشان می‌دهد. بار منفی مولکول موجب افزایش تراکم حفره‌ها و در نتیجه کاهش تغییرات ولتاژ آستانه می‌گردد. در حقیقت از یک سو با افزایش ثابت دی‌الکتریک مولکول، کنترل گیت بر کانال افزایش می‌یابد و منجر به افزایش تغییرات ولتاژ آستانه می‌گردد و از سوی دیگر، افزایش بار منفی مولکول، موجب افزایش تراکم حفره و کاهش ولتاژ آستانه می‌گردد. به ازای بار منفی پایین، ثابت دی‌الکتریک مولکول نقش غالب را ایفا می‌کند، این در حالی است که با افزایش بار منفی، خصوصاً برای مولکول‌هایی با ثابت دی‌الکتریک پایین، کنترل گیت بر کانال کاهش یافته و به دلیل کاهش

- [20] S. C. Wagaj and S. C. Patil, "Dual material gate silicon on insulator junctionless MOSFET for low power mixed signal circuits," *International J. of Electronics*, vol. 106, no. 7, pp. 992-1007, Jul. 2019.
- [21] R. Kumar and A. Kumar, "Hetro-dielectric (HD) oxide-engineered junctionless double gate all around (DGAA) nanotube field effect transistor (FET)," *Silicon*, vol. 13, pp. 2177-2184, 15 Sept. 2020.
- [22] Z. Ahangari, "Performance assessment of dual material gate dielectric modulated nanowire junctionless MOSFET for ultrasensitive detection of biomolecules," *RSC Advances*, vol. 6, no. 92, pp. 89185-89191, Sept. 2016.
- زهرآ آهنگری مدرک دکتری خود را در سال ۱۳۹۲ از دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات در رشته مهندسی برق گرایش الکترونیک دریافت نمود. از سال ۱۳۸۴ تا سال ۱۳۹۲ وی به عنوان دستیار تحقیقاتی در آزمایشگاه شبیه‌سازی و مدل‌سازی افزاره دانشگاه تهران تحت نظارت پروفسور مرتضی فتحی پور مشغول به فعالیت بودند. دکتر زهرآ آهنگری از سال ۱۳۹۲ عضو هیات علمی دانشده مهندسی برق و کامپیوتر دانشگاه آزاد اسلامی واحد یادگار امام خمینی (ره) شهر ری می‌باشد. زمینه‌های تحقیقاتی ایشان مدل‌سازی و شبیه‌سازی افزاره‌های میکرو و نانوالکترونیک، نانو حسگر و سلول‌های خورشیدی می‌باشد.
- cancer cells with cell-coupled gate ion-sensitive field-effect transistor," *Analytical Chemistry*, vol. 90, no. 21, pp. 12731-12736, Oct. 2018.
- [14] S. Singh, P. N. Kondekar, and N. K. Jaiswal, "Comparative analysis of T-gate and L-gate dielectric modulated schottky tunneling source impact ionization MOS for label-free detection of toxic gases," *J. of Nanoelectronics and Optoelectronics*, vol. 13, no. 4, pp. 501-508, Apr. 2018.
- [15] D. Singh, *et al.*, "A charge-plasma-based dielectric-modulated junctionless TFET for biosensor label-free detection," *IEEE Trans. on Electron Devices*, vol. 64, no. 1, pp. 271-278, Nov. 2018.
- [16] A. Kumar, M. M. Tripathi, and R. Chaujar, "Ultralow-power dielectric-modulated nanogap-embedded sub-20-nm TGRC-MOSFET for biosensing applications," *J. of Computational Electronics*, vol. 17, no. 4, pp. 1807-1815, Dec. 2018.
- [17] S. Singh, P. N. Kondekar, and N. K. Jaiswal, "Label-free biosensor using nanogap embedded dielectric modulated schottky tunneling source impact ionization MOS," *Microelectronic Engineering*, vol. 149, no. C, pp. 129-134, Jan. 2016.
- [18] ATLAS, *ATLAS User Manual*, Santa Clara, USA: Silvaco International, 2015.
- [19] M. I. Khan, I. R. Rahman, and Q. D. Khosru, "Surface potential-based analytical modeling of electrostatic and transport phenomena of GaN nanowire junctionless MOSFET," *IEEE Trans. on Electron Devices*, vol. 67, no. 9, pp. 3568-3576, Aug. 2020.