

مدلسازی چندفیزیکی مرحله‌ای انتقال باکتری، برهم‌کنش سطحی و تمرکز میدان الکتریکی در ساختار حسگر میکروسیالی گرافن-طلا

دکتر علیرضا احمدی^{۱*} 

۱- گروه علوم زیست پزشکی، دانشگاه الزهراء، تهران، ایران

اطلاعات

چکیده

زمینه و هدف: عفونت‌های باکتریایی و مقاومت ضد میکروبی، ضرورت توسعه روش‌های سریع شناسایی عوامل عفونی را افزایش داده‌اند. در این پژوهش، رفتار هیدرودینامیکی، انتقال باکتری، برهم‌کنش سطحی و میدان الکتریکی در یک ساختار حسگر میکروسیالی گرافن-طلا با استفاده از مدلسازی چندفیزیکی بررسی شد.

روش‌ها: یک مدل دوبعدی در نرم‌افزار COMSOL توسعه یافت که شامل جریان آرام، انتقال گونه رقیق، برهم‌کنش سطحی برگشت‌پذیر، جریان الکتریکی در حوزه فرکانس و ردیابی کیفی ذره بود. جریان در شرایط پایا، میدان الکتریکی در فرکانس ۱ کیلوهرتز و انتقال گونه و ردیابی ذره در مطالعه وابسته به زمان بررسی شدند.

یافته‌ها: شبیه‌سازی افزایش موضعی سرعت جریان تا حدود 10^{-10} متر بر ثانیه و فشار در محدوده $0.9/0$ تا $8.1/8$ پاسکال را نشان داد. بیشترین گرادیان پتانسیل در شکاف 50 میکرومتری الکترودها ایجاد شد و شدت میدان الکتریکی به حدود 360 ولت بر متر رسید. همچنین، کاهش غلظت باکتری در نزدیکی سطح حسگر مشاهده شد. متغیر برهم‌کنش سطحی مقدار منفی داشت و متغیر مربوط به رسانندگی سطحی در مدل جریان الکتریکی مورد استفاده قرار نگرفت.

نتیجه‌گیری: مدل دوبعدی، الگوهای پایه جریان انتقال باکتری، برهم‌کنش سطحی و میدان الکتریکی را در ساختار میکروسیالی گرافن-طلا توصیف کرد. باین حال نتایج موجود تشخیص باکتری یا تغییر سیگنال الکتریکی ناشی از اتصال باکتری را نشان نمی‌دهد.

کلید واژه‌ها: حسگر زیستی باکتریایی، میکروسیال، گرافن-طلا، مدلسازی چندفیزیکی، COMSOL Multiphysics، انتقال باکتری، میدان الکتریکی

تاریخچه مقاله:

تاریخ دریافت: ۱۴۰۵/۰۳/۱۳

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۵/۰۴/۱۸

انتشار آنلاین: ۱۴۰۵/۰۶/۳۱

دسترسی سریع به مقاله الکترونیکی



اطلاعات نویسنده مسئول:

علیرضا احمدی

گروه علوم زیست پزشکی، دانشگاه الزهراء،

تهران، ایران

ایمیل: aahmadi1970@gmail.com

حیطه موضوعی:

علوم پایه و منابع طبیعی فرآورده های زیست طبیعی

Stepwise Multiphysics Modeling of Bacterial Transport, Surface Interaction, and Electric Field Concentration in a Graphene–Gold Microfluidic Sensor Structure

Dr. Alireza Ahmadi ^{1*} 

1- Department of Biomedical Sciences, Alzahra University, Tehran, Iran

Background and objective: Bacterial infections and antimicrobial resistance have increased the need for developing rapid methods for identifying infectious agents. In this study, the hydrodynamic behavior, bacterial transport, surface interaction, and electric field in a graphene–gold microfluidic sensor structure were investigated using Multiphysics modeling.

Methods: A two-dimensional model was developed in COMSOL software that included laminar flow, diluted species transport, reversible surface interaction, frequency-domain electric current, and qualitative particle tracing. The flow under steady-state conditions, the electric field at a frequency of 1 kHz, and species transport and particle tracing in a time-dependent study were investigated.

Findings: The simulation showed a local increase in flow velocity to approximately 1.8×10^{-2} m/s and pressure in the range of 0.09 to 8.81 Pa. The highest potential gradient occurred in the 50- μ m gap between the electrodes, and the electric field strength reached approximately 360 V/m. A decrease in bacterial concentration near the sensor surface was also observed. The surface interaction variable had a negative value, and the variable related to surface conductivity was not used in the electric current model.

Conclusion: The two-dimensional model described the basic patterns of flow, bacterial transport, surface interaction, and electric field in the graphene–gold microfluidic structure. However, the available results do not demonstrate bacterial detection or a change in the electrical signal resulting from bacterial binding.

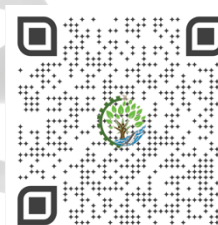
Keywords Bacterial biosensor, microfluidics, graphene–gold, Multiphysics modeling, COMSOL Multiphysics, bacterial transport, electric field

Received: 3 June 2026

Accepted: 9 July 2026

Published: 22 September 2026

Scan QR code and read the article online



Corresponding author:

Alireza Ahmadi

Department of Biomedical Sciences,
Alzahra University, Tehran, Iran
Email: aahmadi1970@gmail.com

Scope:

Basic Sciences and Natural Resources of
Natural Products

Copyright: The International Journal of Health Law is an open-access journal. Copying, distribution, and publication for non-commercial purposes are permitted, provided that the source is properly acknowledged.

۱- مقدمه

عفونت‌های باکتریایی و مقاومت ضد میکروبی بار جهانی قابل توجهی ایجاد می‌کنند. در یک تحلیل نظام‌مند، شمار مرگ‌های منتسب مستقیم به مقاومت ضد میکروبی باکتریایی در سال ۲۰۱۹ حدود ۱.۲۷ میلیون مورد برآورد شد؛ عددی که ضرورت شناسایی به‌موقع عامل عفونی و انتخاب درمان بر پایه حساسیت دارویی را نشان می‌دهد (Antimicrobial Resistance Collaborators, ۲۰۲۲). کشت میکروبی همچنان روش پایه است، اما ممکن است به زیرساخت متمرکز و زمان پاسخ طولانی نیاز داشته باشد. در مقابل، توسعه حسگرهای زیستی با هدف کوتاه‌کردن زمان دستیابی به اطلاعات قابل اقدام در کاربردهای بالینی، غذایی، آبی و محیط‌زیستی دنبال می‌شود (Nnachi et al., ۲۰۲۲; Gopal et al., ۲۰۲۲). در حسگر زیستی باکتری، یک لایه شناسایی و یک میدا فیزیکوشیمیایی، برهم‌کنش هدف را به سیگنال نوری، الکتریکی، الکتروشیمیایی، مکانیکی یا گرمایی تبدیل می‌کنند. روش‌های الکتروشیمیایی و امپدانس برای کوچک‌سازی مناسب‌اند، زیرا پاسخ الکتروود را می‌توان با تجهیزات فشرده اندازه گرفت. با این حال عملکرد تحلیلی به گیراندازی انتخابی، اثر ماتریس نمونه، ویژگی‌های بین‌سطحی الکتروود و تعریف کمی سیگنال وابسته است (Yang and Bashir, ۲۰۰۸; Ding et al., ۲۰۲۴). از این رو، تغییر در کانتر پتانسیل الکتریکی به‌تنهایی معادل پاسخ معتبر حسگر نیست؛ معمولاً جریان امپدانس، فاز، منحنی کالبراسیون و آزمونهای کنترلی نیز لازم‌اند. میکروسپالشناسی امکان یکپارچه‌سازی انتقال نمونه، جابه‌جایی هدف، گیراندازی و تبدیل سیگنال را در فضایی کوچک فراهم می‌کند. مروهایی اخیر، گسترش تراشه‌های میکروسپالی برای تغلیظ و تشخیص باکتری‌های بیماری‌زا را گزارش کرده‌اند و در عین حال بر چالش‌های پایداری عملکرد، ساخت، یکپارچه‌سازی آزمون و انتقال به کاربرد بالینی تأکید دارند (Mi et al., ۲۰۲۲; Iyer et al., ۲۰۲۲). در برخی مطالعات آزمایشگاهی، میکروکانال و الکترودهای الکتروشیمیایی برای کشت و آشکارسازی باکتری در یک سامانه ادغام شده‌اند. این نمونه‌ها نشان می‌دهند طراحی هم‌زمان بخش سیالی و الکتریکی، از بهینه‌سازی جداگانه آنها سودمندتر است (Srikanth et al., ۲۰۲۲). گرافن و طلا در بسیاری از

ساختارهای حسگر زیستی به‌کار رفته‌اند. مواد گرافنی رسانندگی الکتریکی بالا و سطحی قابل اصلاح دارند (سطح فعال بالا) و طلا نیز ماده‌ای رایج برای الکتروود و تثبیت زیست‌مولکولهاست (Khalil et al., ۲۰۱۶; Lee et al., ۲۰۲۱; Suni, ۲۰۲۱). حسگرهای باکتریایی مبتنی بر گرافن و سامانه‌های گرافن-طلا با سازوکارهای مختلف شناسایی و تبدیل سیگنال از جمله ترانزیستور اثر میدانه سامانه بی‌سیم و قالب الکتروشیمیایی مبتنی بر فاز، به‌طور تجربی گزارش شده‌اند (Mannoor et al., ۲۰۱۲; Thakur et al., ۲۰۱۸; Yang et al., ۲۰۲۱). این پیشنهاد انتخاب مواد را توجیه می‌کند، اما به‌خودی‌خود حساسیت یا ویژگی هندسه جدید را ثابت نمی‌کند. در ابزارهای گیراندازی سطحی، همرفت، پخش و واکنش با هم تعیین می‌کنند چه مقدار آنالیت به سطح حسگر برسد و چه سهمی از جایگاه‌ها را اشغال کند. حتی وقتی شیمی اتصال مناسب است، محدودیت انتقال جرم می‌تواند بر سینتیک مشاهده‌شده غلبه کند (Squires et al., ۲۰۰۸). شبیه‌سازی چندفیزیکی می‌تواند توزیع میدانه و نواحی کم‌تغذیه را مشخص کند و پیش از ساخت، بازه‌های مناسب پارامترها را پیشنهاد دهد. اعتبار نتیجه‌ها، البته، به معادلات حاکم، تعریف کوپل‌شدگی، منشأ پارامترها، همگرایی عددی و اعتبارسنجی وابسته است. در این پژوهش، یک مدل دوبعدی COMSOL بررسی شد که جریان آرام، انتقال گونه رقیق، فرمولبندی عمومی واکنش سطحی، جریان الکتریکی در حوزه فرکانس و ردیابی کیفی ذره را در ساختار میکروسپالی گرافن-طلا ترکیب می‌کند. فرضیه مرکزی این بود که هندسه جفت‌الکتروود، جریان نزدیک سطح را تغییر می‌دهد، در ناحیه حسگر گرادینا انتقال ایجاد می‌کند و میدان الکتریکی را در شکاف میانه الکتروودها متمرکز می‌سازد. فرضیه موردنظر دیگر—این که اتصال باکتری امپدانس یا جریان را تغییر می‌دهد—فقط از نظر پیاده‌سازی بررسی شد و نتیجه اثبات‌شده تلقی نشد، زیرا متغیر سطحی به رسانندگی یا امپدانس بین‌سطحی متصل نبود. پرسش پژوهش چنین تعریف شد: در شرایط مستندشده، چه الگوهای پایه هیدرودینامیکی، انتقالی، سطحی و الکتریکی پدید می‌آید و نبود کدام اجزای مدل ادعای قابل دفاع درباره تشخیص باکتری را ناممکن می‌کند؟

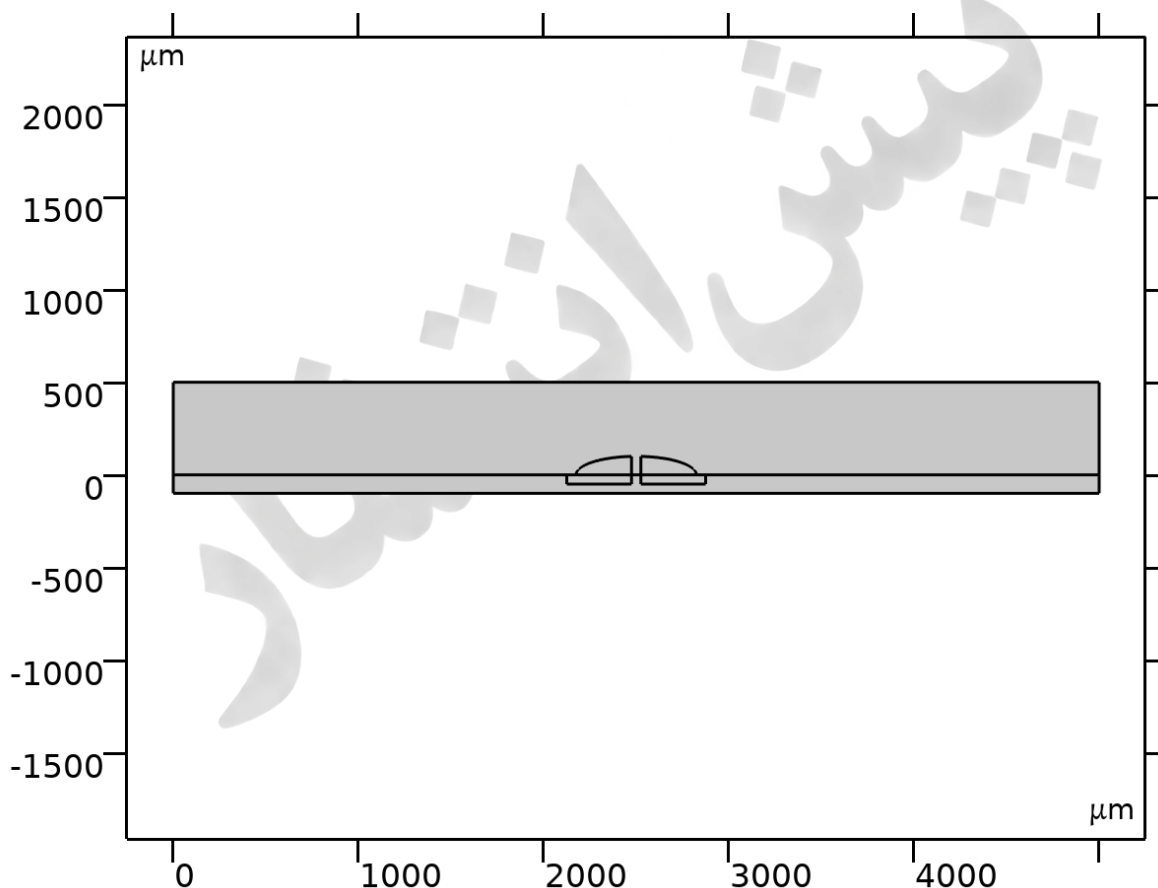
۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- هندسه محاسباتی

مدل به صورت دوبعدی ساخته شد و شامل ۶ دامنه، ۲۳ مرز و ۱۸ رأس بود. کانال سیال مستطیلی به طول $5,000 \mu m$ و ارتفاع $500 \mu m$ بود که روی زیرلایه شیشه بوروسیلیکات با ابعاد $5,000 \mu m \times 100 \mu m$ قرار داشت. ساختار حسگر در $X = 2,500 \mu m$ متمرکز بود و از دو مجموعه الکترودی گنبدی شکل و جدا از هم با شکاف مرکزی $50 \mu m$ تشکیل می‌شد. ساخت بولی هندسه شامل نیم‌بیضی 180° درجه با نیم‌محورهای $325 \mu m$ و $100 \mu m$ ، مستطیل مرکزی $750 \times 50 \mu m$ و یک برش به عرض $50 \mu m$ بود. دامنه‌های ۳ و ۵ به

طلا، دامنه‌های ۴ و ۶ به گرافن، دامنه ۲ به آب و دامنه ۱ به زیرلایه اختصاص یافتند (شکل ۱).

در پارامترهای سراسری، ابعاد اسمی الکتروده $300 \times 100 \mu m$ ، ضخامت الکتروده $100 nm$ ، ضخامت گرافن $20 nm$ و ضخامت برونصفحه‌ای کانال $100 \mu m$ نیز تعریف شده بود. در گزارش دوبعدی، شواهدی از فعالیت‌های این ضخامت‌های نانومتری در هندسه وجود نداشت. رابط‌های فیزیکی ضخامت برونصفحه‌ای پیش‌فرض $1 m$ را حفظ کرده بودند؛ بنابراین، پیش از مقایسه جریان یا شار انتگرالی با ابزار واقعی، باید نتیجه‌ها بر واحد عمق نرمال شوند یا عمق موردنظر $100 \mu m$ در مدل اعمال شود.



شکل ۱. هندسه محاسباتی دوبعدی و دامنه‌های مواد

جدول ۱. پارامترهای سراسری و پارامترهای سطح مطالعه در مدل

طول کانال در هندسه استفاده شده است	μm	۵,۰۰۰	W_channel
ارتفاع کانال در هندسه استفاده شده است	μm	۵۰۰	H_channel

ارتفاع زیرلایه شیشه‌ای؛ در هندسه بازنمایی شده است	μm	۱۰۰	Thickness_Glass
فاصله میانه الکترودها؛ در هندسه استفاده شده است	μm	۵۰	Gap
طول اسمی تعریف شده الکترودها؛ هندسه بولی از نیم‌محور بیضی ۳۲۵ μm نیز استفاده می‌کند	μm	۳۰۰	L_electrode
عرض اسمی الکترودها؛ پارامتر دوبعدی	μm	۳۰۰	W_electrode
ارتفاع اسمی تعریف شده الکترودها	μm	۱۰۰	H_electrode
ضخامت تعریف شده الکترودها؛ فعال‌بودن آن به‌عنوان عمق برونصفحه‌ای دوبعدی مستند نیست	nm	۱۰۰	Thickness_Electrode
ضخامت تعریف شده گرافن؛ فعال‌بودن آن به‌عنوان عمق برونصفحه‌ای دوبعدی مستند نیست	nm	۲۰	Thickness_Graphene
عمق موردنظر کانال؛ رابط‌های فیزیکی به‌جای آن از ضخامت ۱ m استفاده می‌کنند	μm	۱۰۰	Thickness_channel
سرعت یکنواخت ورودی در راستای x	m s^{-1}	۰.۰۱	U_in
رسانندگی الکتریکی فاز آب	S m^{-1}	۰.۰۱	sigma_f
پتانسیل اعمال شده به پایانه، معادل ۱۰ mV	V	۰.۰۱	V_app
فرکانس تحریک در مطالعه حوزه فرکانس	Hz	۱,۰۰۰	freq_۱
بازه فرکانسی تعریف شده؛ جاروب فرکانس گزارش نشده است	Hz	$۱۰^6 \times ۱$; ۱۰	f_min; f_max
ضریب پخش گونه پیوسته c	$\text{m}^2 \text{s}^{-1}$	$۱۰^{-10} \times ۱$	Db
ضریب سرعت اتصال پیکربندی شده	$\text{m}^3 \text{mol}^{-1} \text{s}^{-1}$	۱۰	kon
ضریب سرعت جدایش پیکربندی شده	s^{-1}	۰.۰۱	koff
حداکثر ظرفیت سطحی پیکربندی شده	mol m^{-2}	$۱۰^{-4} \times ۱$	Gmax
مقادیر استفاده شده در جاروب پارامتری مطالعه ۳	mol m^{-3}	to ۱×۱۰^{-19} $۱۰^{-15} \times ۱$	C\Bacterial
تعریف سراسری ناسازگار؛ باید با جاروب مطالعه ۳ هماهنگ شود	mol m^{-3}	$\text{mol L}^{-1} = ۱ \times ۱۰^{-15} \times ۱$ ۱۰^{-12}	C\Bacterial (global definition)
غلظت صفر تعریف شده	mol m^{-3}	۰	C _۰
غلظت تعریف شده؛ در ورودی فعال استفاده نشده است	mol m^{-3}	$۱۰^{-15} \times ۱$	C_input
غلظت تعریف شده؛ در ورودی فعال استفاده نشده است	mol m^{-3}	$۱۰^{-5} \times ۱$	C_in
غلظت شمارشی تعریف شده؛ به غلظت مولی کوپل نشده است	cells m^{-3}	$۱۰^8 \times ۱$	C_in
قطر ذره در رابط ردیابی ذره	μm	۱۰۰	d_Ecoli
شعاع تعریف شده متناظر با d_Ecoli	μm	۰.۵	r_Ecoli
چگالی ذره در رابط ردیابی ذره	kg m^{-3}	۱,۰۵۰	rho_Ecoli
پارامترهای ابعادی تعریف شده برای Bacillus؛ در مطالعات گزارش شده استفاده نشده‌اند	μm	۰.۷۵ ; ۱.۵	d_Bacillus; r_Bacillus
پارامترهای ابعادی تعریف شده برای Salmonella؛ در مطالعات گزارش شده استفاده نشده‌اند	μm	۰.۵ ; ۱.۰	d_Salmonella; r_Salmonella

پارامترهای ابعادی تعریف شده برای Staphylococcus؛ در مطالعات گزارش شده استفاده نشده‌اند	μm	۰.۵؛ ۱.۰	d_Staph; r_Staph
ضرایب پخش گونه‌ای تعریف شده؛ گونه پیوسته فعال c از Db استفاده می‌کند	$\text{m}^2 \text{s}^{-1}$	$10^{-10} \times 1$ each	D_Bacillus; D_Ecoli; D_Salmonella; D_Staph
غلظت‌های جایگزین تعریف شده؛ مقادیر جاروب مطالعه ۳ نیستند	mol L^{-1}	$10^{-19} \times 1$ to $10^{-16} \times 1$	C ₂ _Bacterial–C ₅ _Bacterial

جدول ۲-۲- مواد

لایه دوگانه بین سطحی یا توزیع اندازه‌گیری شده خواص مواد در داده‌های ارائه شده وجود نداشت.

چهار ماده به دامنه‌ها نسبت داده شده بود: آب به‌عنوان سیال شیشه بوروسیلیکات به‌عنوان زیرلایه و طلا و گرافن برای دامنه‌های جفت شده حسگر. قانون ماده وابسته به غلظت، مدل

جدول ۲. مواد و خواص به‌کاررفته در مدل

۷۸.۵	$\text{S m}^{-1} \times 10^{-1}$	$\text{Pa s} \times 10^{-1}$	$\text{kg m}^{-3} \times 998$	۲	آب
۴.۶	$\text{S m}^{-1} \times 10^{-12}$	کاربرد ندارد	در جریان استفاده نشده	۱	شیشه بوروسیلیکات
۱	$\text{S m}^{-1} \times 10^{-7} \times 4.5$	کاربرد ندارد	در جریان استفاده نشده	۵، ۳	طلا
۱۱.۵	$\text{S m}^{-1} \times 10^{-9} \times 1.18$	کاربرد ندارد	در جریان استفاده نشده	۶، ۴	گرافن

۲-۴- مدل جریان سیال

رابط Laminar Flow به دامنه آب اعمال شد. سیال تراکم‌ناپذیر و نیوتنی با چگالی $\text{kg m}^{-3} \times 998$ و گرانیوی دینامیکی $\text{Pa s} \times 10^{-1}$ در نظر گرفته شد. آشفتگی، گرانش، مقاومت محیط متخلخل و تقریب کانال کم‌عمق غیرفعال بودند و جمله لختی حفظ شد. معادلات حاکم پایا عبارت بودند از:

$$\nabla \cdot u = 0,$$

$$\rho(u \cdot \nabla)u = -\nabla p + \mu \nabla^2 u.$$

مرز ۳ ورودی با $\text{m s}^{-1} \times (0.01, 0) = (U_{in}, 0)$ و مرز ۲۱ خروجی با فشار گیج ایستای صفر و جلوگیری از جریان برگشتی بود. روی دیواره کانال و سطوح الکترود شرط عدم لغزش اعمال شد. با سرعت ورودی و ارتفاع کانال مستند شده، عدد رینولدز $\text{Re} = \rho U H / \mu \approx 5$ به دست می‌آید. این مقدار یک برآورد نظری سازگار با فرض جریان آرام است و اعتبارسنجی تجربی محسوب نمی‌شود.

۲-۳- چارچوب چندفیزیکی و توالی کوپل‌شدگی

زنجیره فیزیکی موردنظر عبارت بود از: جریان سیال ← انتقال باکتری ← برهم‌کنش سطحی ← پاسخ الکتریکی. توالی حل پیاده‌سازی شده، مرحله‌ای بود و کوپل‌شدگی کاملاً دوسویه نداشت. حل ایستای جریان سرعت را برای محاسبات انتقال و ذره فراهم می‌کرد. حل الکتریکی حوزه فرکانس از رسانندگی ثابت مواد استفاده می‌کرد. در مطالعه وابسته به زمانه ارتباط‌های Transport of Diluted Species، General Form Boundary PDE و Particle Tracing فعال بودند؛ رابطه‌های جریان و الکتریکی غیرفعال و حل‌های پیشین به مطالعه منتقل شده بودند. در نتیجه، جریان بر انتقال اثر می‌گذاشت و میدان الکتریکی می‌توانست از مسیر مهاجرت الکتریکی بر گونه پیوسته باردار اثر بگذارد، اما پوشش سطحی پاسخ الکتریکی را تغییر نمی‌داد.

۵-۲- مدل انتقال باکتری

بازنمایی اصلی باکتری، غلظت پیوسته و رقیق در سیال بود. چهار گونه ریاضی C_1 ، C_2 ، C_3 و C_4 تعریف شده بودند، اما فقط C مقدار ورودی غیر صفر داشت. برای C ، ضریب پخش $Db = 1 \times 10^{-10} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$ و عدد بار $Z = -1$ به کار رفت؛ C_4 تا C_2 ضریب پخش $1 \times 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$ و غلظت اولیه و ورودی صفر داشتند و در نتیجه گزارش شده برای باکتری سهمی نداشتند. همرفت و مهاجرت در میدان الکتریکی فعال بود. شار گونه i را می‌توان به صورت زیر نوشت:

$$N_i = -D_i \nabla C_i - z_i u_{m,i} F C_i \nabla V + u_{C,i} \frac{\partial C_i}{\partial t} + \nabla \cdot N_i = 0,$$

در این رابطه، u سرعت جریان آرام انتقال یافته، D_i ضریب پخش، $u_{m,i}$ تحرک وارد شده توسط کاربر، F ثابت فاراد و V پتانسیل الکتریکی است. غلظت ورودی C برابر $C_{1-Bacterial}$ بود؛ در خروجی شرط $outflow$ و روی دیواره‌های غیر فعال شرط شار صفر اعمال شد. برای غلظت پیوسته، گونه باکتریایی مشخصی تعیین نشده بود و غلظت مولی نیز به CFU یا تعداد سلول بر واحد حجم تبدیل نشده بود. برآورد عدد پکله $UH/Db \approx 5 \times 10^4$ نشان می‌دهد در مقادیر پیکربندی شده، انتقال توده‌ای غالباً همرفتی است. این نتیجه تفسیر نظری است و نه اندازه‌گیری پخش یا تحرک باکتری.

۶-۲- مدل مورد نظر اتصال سطحی و ممیزی

پیاده‌سازی

برهم‌کنش برگشت‌پذیر عمومی به مرزهای ۸، ۱۱-۱۲، ۱۵، ۱۷ و ۲۲-۲۳ اختصاص یافته بود. عبارت مرزی گونه حل شده چنین تعریف شد:

$$R_s = -k_{on} C (G_{max} - u_2) + k_{off} u_2,$$

که در آن $k_{on} = 10 \text{ m}^3 \text{ mol}^{-1} \text{ s}^{-1}$ ، $k_{off} = 0.01 \text{ s}^{-1}$ ،

$G_{max} = 1 \times 10^{-4} \text{ mol m}^{-2}$ و مقدار اولیه $u_2 = 1 \times 10^{-9} \text{ mol m}^{-2}$

General Form بود. رابط $10^{-9} \text{ mol m}^{-2}$

Boundary PDE هم‌ا‌ عبارت منبع و شار مماسی پایستار

$\{u^2 T_x, -u^2 T_y\}$ را به کار می‌برد. ضرایب جرم و میرایی/جرم هر دو صفر تنظیم شده بودند. بنابراین، با وجود اجرای مطالعه وابسته به زمان معادله مرزی گزارش شده جمله انباشت صریح $u_2 / \partial t$ نداشت. در مدل متعارف پوشش برگشت‌پذیر، باید متغیر نامنفی Γ از معادله $\Gamma / \partial t = k_{on} \partial$ علامت سازگار تعریف شود و واحدها بررسی شوند. هویت آنتی‌بادی، شیمی سطح گیرنده، مدل ممانعت فضایی یا ثابت‌های سینتیکی برازش شده به داده تجربی ارائه نشده بود.

متغیر $\sigma_{surf} = \sigma_f (1 - 10^4 u_2)$ تعریف

شده بود. واحد ضریب ضرب‌شونده در u_2 مستند نشده و

σ_{surf} نیز در تعریف رسانندگی رابط Electric

Currents به کار نرفته بود. از این رو، این متغیر فقط یک ارتباط پیشنهادی اما استفاده نشده تلقی شد، نه شاهدهی برای تغییر الکتریکی ناشی از اتصال

۷-۲- مدل الکتریکی

رابط Electric Currents با استفاده از رسانندگی و گذردهی نسبی مواد به هر شش دامنه اعمال شد. دامنه‌های ۳-۴ پایانه 10 mV و دامنه‌های ۵-۶ پایانه 0 V را تشکیل می‌دادند؛ سایر مرزهای خارجی عایق الکتریکی بودند. در مطالعه حوزه فرکانس 1 kHz ، مسئله بقای جریان زیر حل شد:

$$\nabla \cdot J = 0, \quad J = (\sigma + j\omega \epsilon_0 \epsilon_r) E, \quad E = -\nabla V.$$

در مدل لایه دوگانه الکتروشیمیایی، مقاومت انتقال بار، واکنش فارادایی الکترو، پوسته دی‌الکتریک باکتری، ظرفیت بین‌سطحی یا رسانندگی وابسته به غلظت تعریف نشده بود.

ارزیابی جریان پایانه، امپدانس مختلط Z ، فاز یا شاخص حساسیت نیز گزارش نشد. بنابراین، تحلیل الکتریکی فقط توزیع پایه پتانسیل و میدان را برای هندسه و مواد تعیین شده توصیف می‌کند.

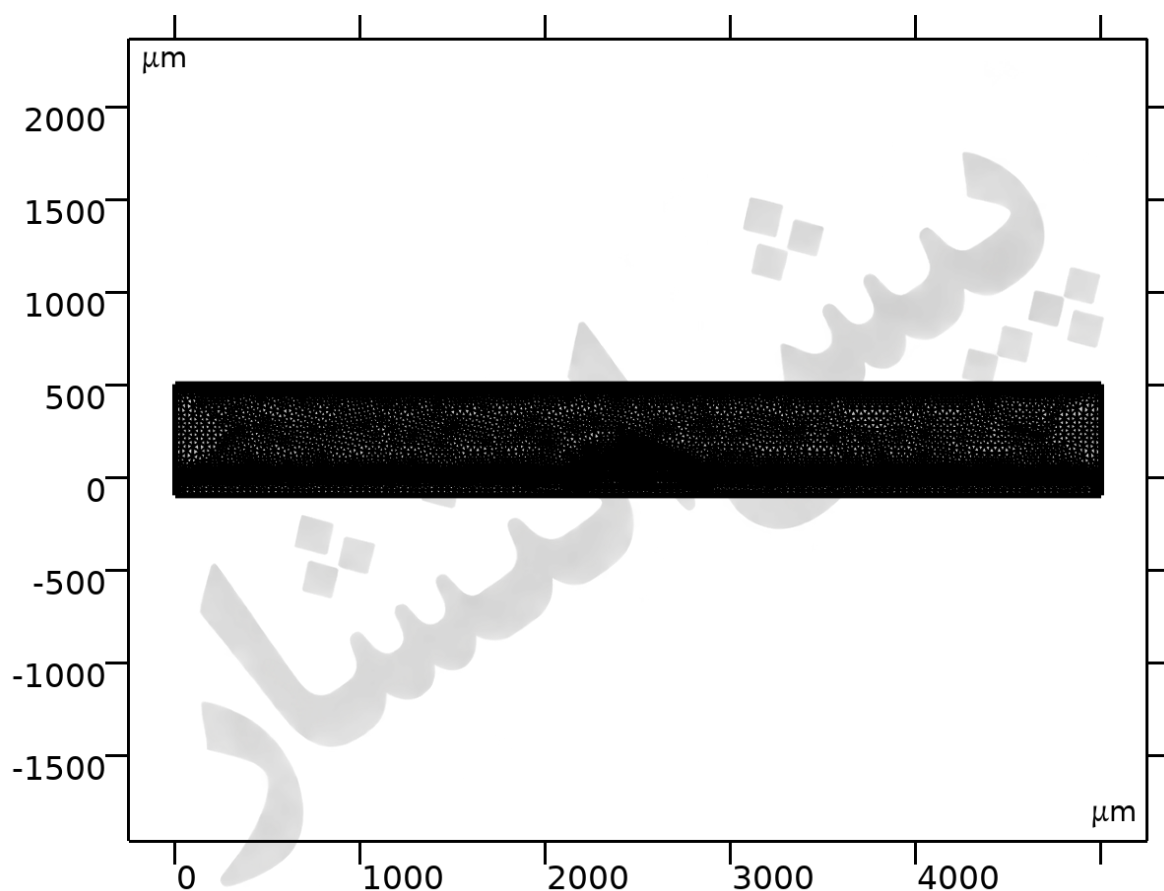
۸-۲- ردیابی ذره

رابط Particle Tracing for Fluid Flow نمای ثائویه، گسسته و کیفی از حرکت اجسامی در ابعاد باکتری فراهم کرد. ذرات به صورت کره‌هایی با قطر $1 \mu\text{m}$ و چگالی

۹-۲- شبکه و حل عددی

شبکه نهایی ۱۱,۴۳۸ الماز داشت: ۱۰,۴۰۸ مثلث، ۱,۰۳۰ چهارضلعی، ۷۸۱ الماز لبه و ۱۸ الماز رأس، با ۶,۴۵۰ رأس شبکه. کمینه و میانگین کیفیت الماز به ترتیب ۰.۲۲۰۷ و ۰.۷۸۴۶ گزارش شد. بیشینه و کمینه اندازه الماز سراسری ۳۳۵ و ۱.۵ μm بود؛ برای دامنه سیال این مقادیر ۴۰.۲ و ۱.۸ μm و برای مرزهای حساس ۲۱ و ۰.۶ μm بودند. دو لایه مرزی نیز اعمال شد (شکل ۲). مطالعه پالایش شبکه یا همگرایی شبکه ارائه نشده بود.

۱,۰۵۰ kg m^{-3} با دینامیک نیوتنی و نیروی پسا استوکس مدل شدند. ذرات بدون بار بودند، در $t = 0$ با سرعت موضعی سیال از ورودی آزاد شدند، پس از تماس با دیواره ثابت ماندند و در خروجی حذف شدند. نیروی براونی، برآ، جرم افزوده، نیروی گرادیان فشار، پاشندگی آشفتگی، اصلاح هیدرودینامیکی دیواره، تحرک زیستی و احتمالاً گیراندازی وابسته به گیرنده وارد مدل نشد. این ردیاب‌ها با غلظت پیوسته یا متغیر سطحی کوپل نبودند و برای محاسبه بازده گیراندازی استفاده نشدند.



شکل ۲. شبکه اجزای محدود مدل دوبعدی

جدول ۳. توالی مطالعات و تنظیمات عددی

مطالعه ۱	ایستا	Laminar Flow	تولانس نسبی ۰.۰۱؛ حل تفکیک شده/PARDISO؛ زمان گزارش شده ۱ min ۱ s	تأمین u و p پایه
----------	-------	--------------	--	------------------

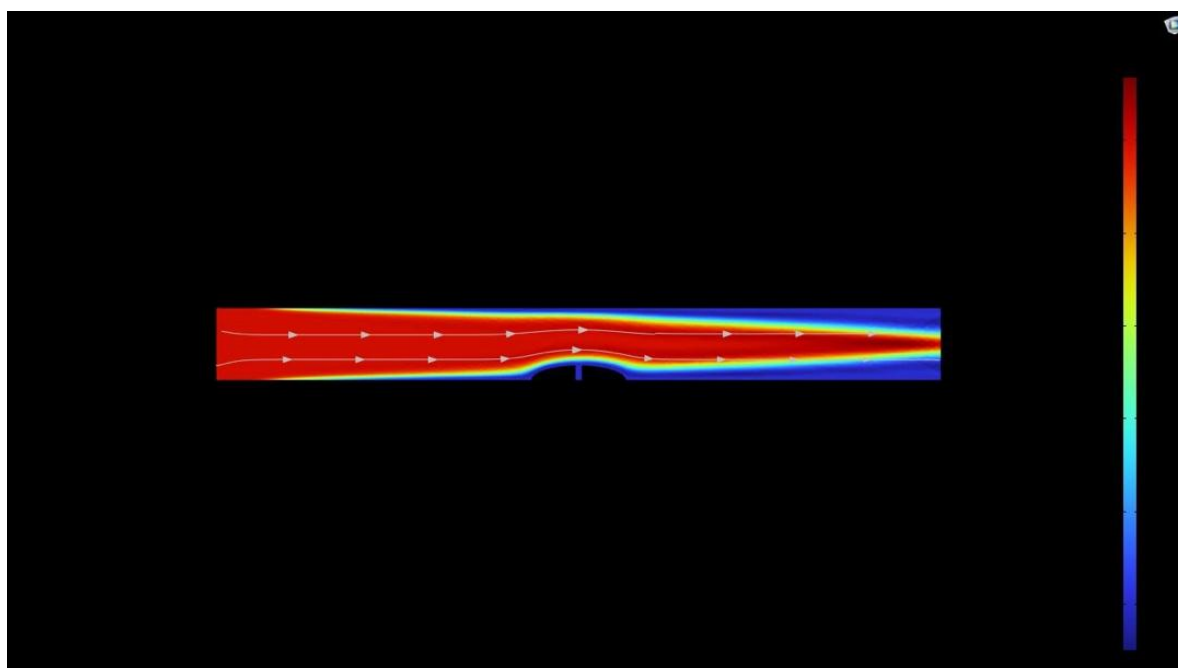
مطالعه ۲	حوزه فرکانس، ۱ kHz	Electric Currents؛ همراه با حالت جریان منتقل شده	تلائم نسبی ۰.۰۱؛ زمان گزارش شده ۱۹ min ۲۰ s	تأمین V و E ؛ بدون خروجی I یا Z
مطالعه ۳	وابسته به زمان ۱۰ s با خروجی هر ۰.۵ s	Diluted Species. General Form Boundary PDE. Particle Tracing	گام داخلی ۰.۰۱ s؛ generalized- α ؛ Newton/PARDISO؛ تلائم نسبی ۰.۰۱	جاروب C۱ از 10^{-15} تا 10^{-19} mol m ⁻³

۳- نتایج

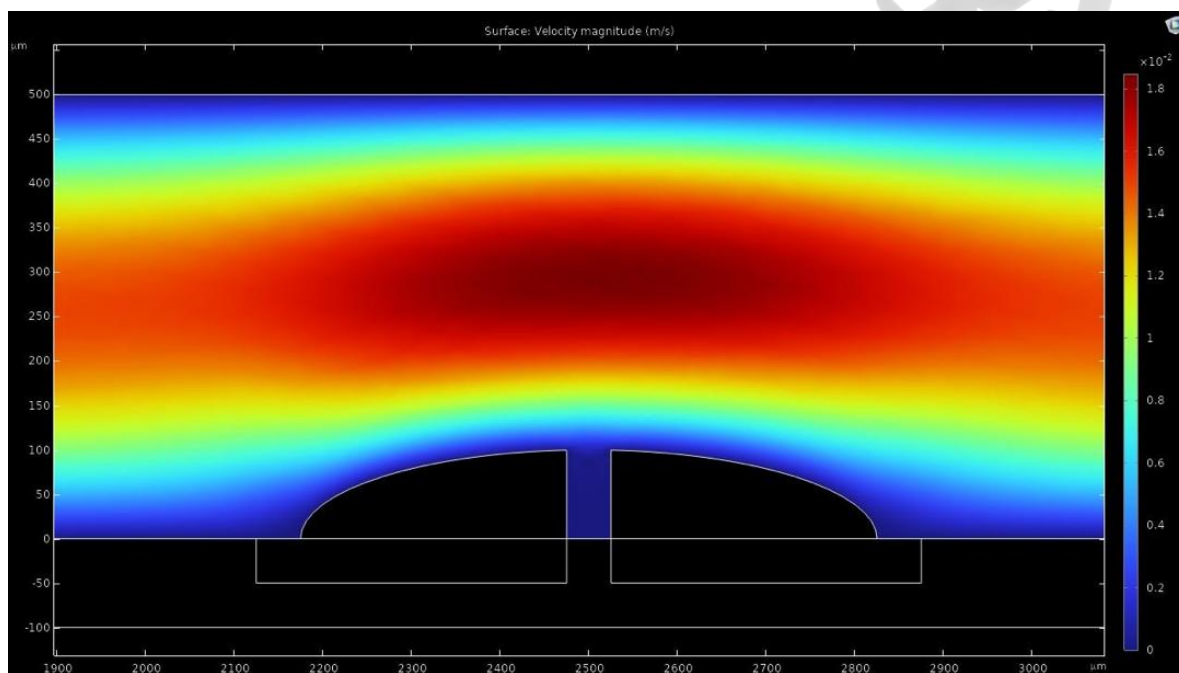
۳-۱- توزیع میدان جریان

حل ایستای اصلی، کاهش سرعت ناشی از شرط عدم لغزش را در دیواره‌های کانال و سطوح الکتروود نشان داد. پروفیل ورودی در امتداد ارتفاع $500 \mu\text{m}$ شکل گرفت و خطوط جریان روی ساختار برجسته مرکزی به سمت بالا منحرف شدند (شکل ۳). در نمای بزرگ‌نمایی شده ناحیه حسگر، سرعت بالای الکتروودهای گنبدی به حدود $1.8 \times 10^{-2} \text{ m s}^{-1}$ افزایش یافت، در حالی که در لایه‌های مجاور سطح به صفر نزدیک شد (شکل ۴). این بیشینه موضعی نسبت به $U_{in} = 0.01$ حدود 1.8 m s^{-1} برابر بود و با کاهش سطح مقطع در

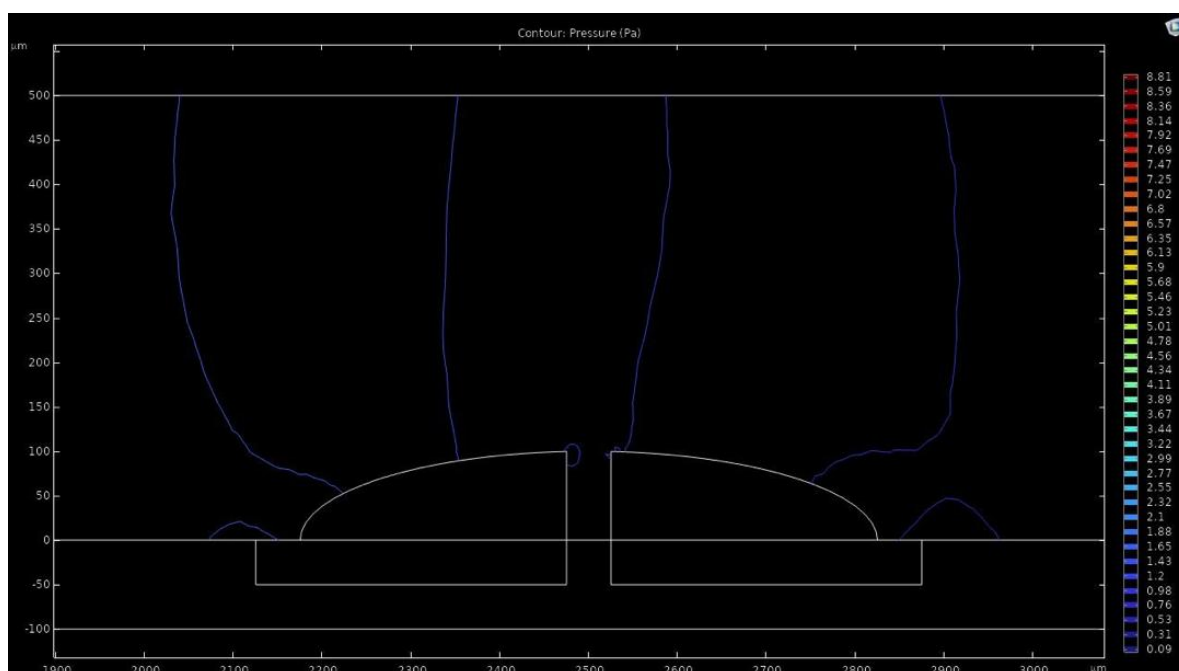
دسترس سیال سازگاری داشت. کانتورهای فشار بازه‌ای در حدود 0.09 تا 8.81 Pa را پوشش می‌دادند و افت کلی فشار از بالادست به پایین دست را همراه با اعوجاج موضعی در اطراف هندسه مرکزی و شکاف نشان دادند (شکل ۵). گزارش، مجموعه داده دیگری از جریان در مطالعه فرکانسی داشت که مقیاس سرعت آن کمتر بود—حدود $1.8 \times 10^{-3} \text{ m s}^{-1}$ —و مقیاس فشار آن به حدود 1.05 Pa می‌رسید. چون تغییر شرط ورودی مستند نشده بود، نتیجه ایستا به عنوان داده اصلی هیدرودینامیکی انتخاب شد و اختلاف میان مطالعات، به جای تفسیر فیزیکی، به عنوان موردی برای هماهنگ‌سازی مدل ثبت شد.



شکل ۳. میدان سرعت و خطوط جریان در کل کانال



شکل ۴. توزیع اندازه سرعت در نزدیکی ناحیه حسگر

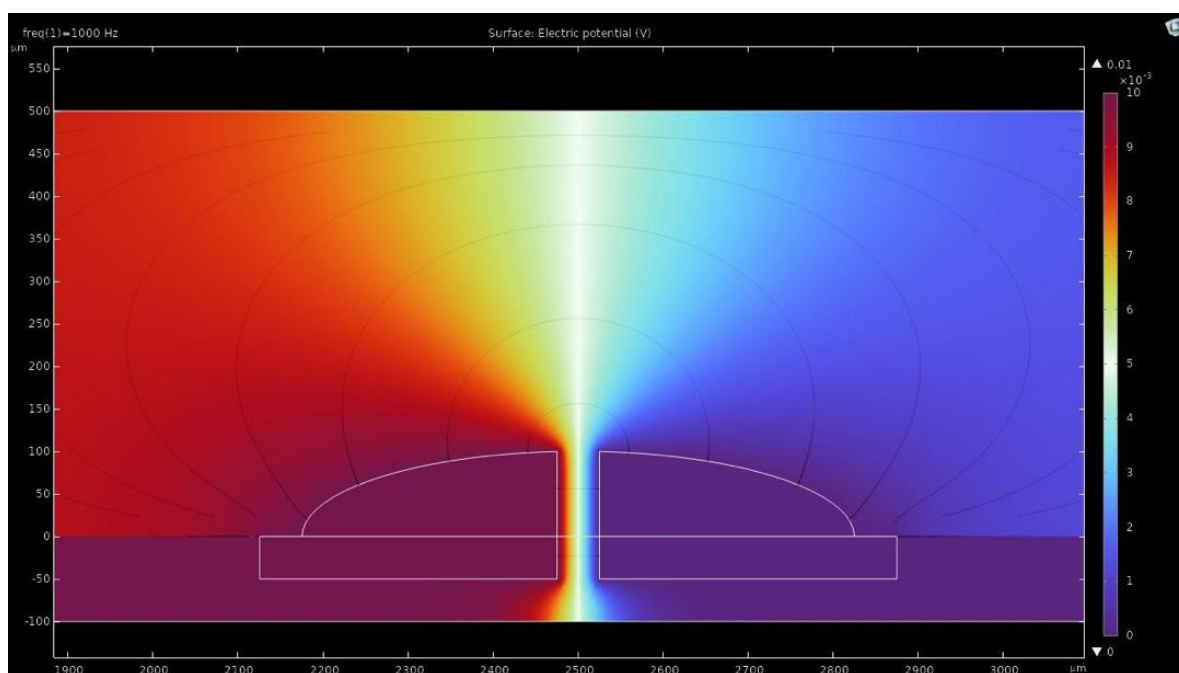


شکل ۵. کانتورهای فشار پیرامون ساختار دوپاره الکترود

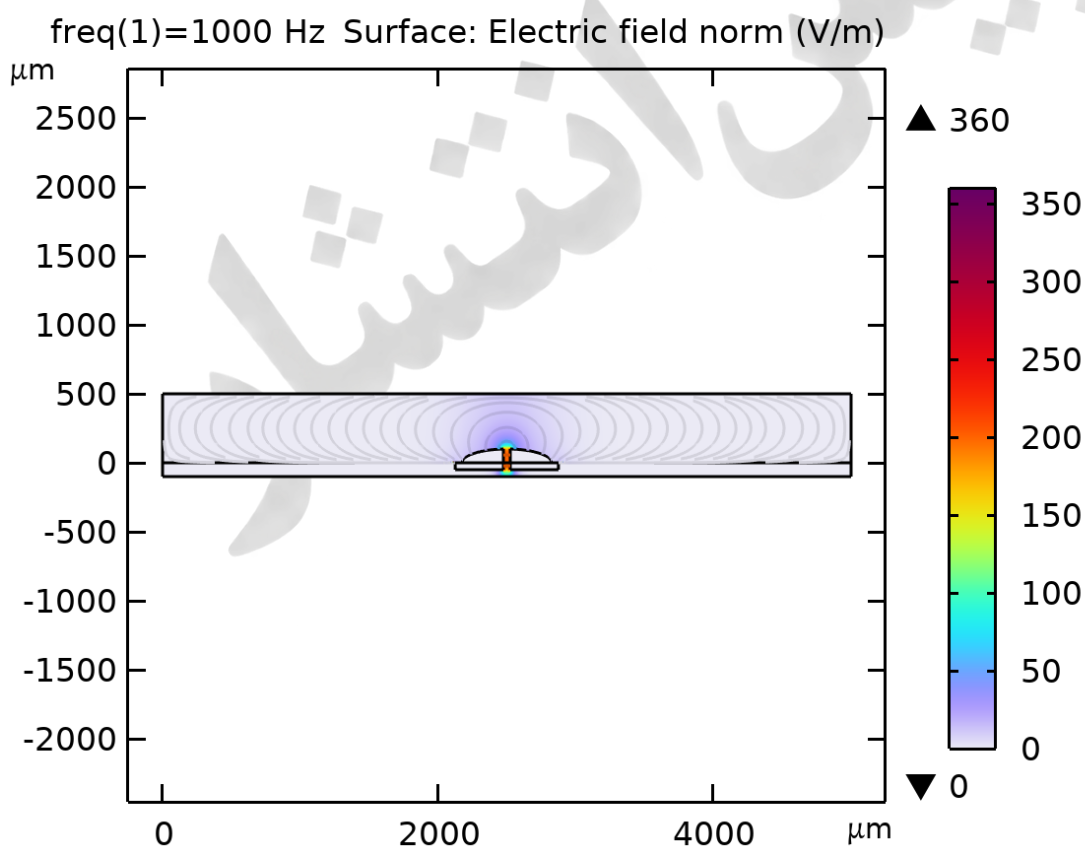
۳-۲- توزیع پتانسیل و میدان الکتریکی

در ۱ kHz، شرط پایانه ۱۰ mV در برابر ۰ V، گذار پیوسته پتانسیل را در سیال و زیرلایه ایجاد کرد و تندترین گرادیان در شکاف ۵۰ μm میانه الکترودها متمرکز شد (شکل ۶). نرم میدان الکتریکی متناظر به حدود 360 V m^{-1} رسید و در لبه‌های روبه‌روی دو الکترود تمرکز یافت (شکل ۷). برآورد ساده شکاف، $200 \text{ V m}^{-1} = 50 \text{ V} / 0.1 \text{ V/g} = \Delta V/g$ ، از بیشینه موضعی گزارش شده کمتر است؛ نتیجه‌ای سازگار با

تقویت میدان در لبه‌های هندسی. این نتیجه‌ها، تمرکز پایه میدان را برای رسانندگی‌های اختصاص‌یافته به طلا، گرافن، شیشه و آب مشخص می‌کنند. با این حال «اثر گرافن» را جداگانه نشان نمی‌دهند، زیرا مقایسه‌ای با حالت فقط طلا، فقط گرافن یا جاروب رسانندگی ارائه نشده است. همچنین تشخیص باکتری اثبات نمی‌شود؛ مطالعه حوزه فرکانس از خواص ثابت مواد استفاده کرده و متغیر سطحی مطالعه ۳ را دریافت نمی‌کرد.



شکل ۶. توزیع پتانسیل الکتریکی در ۱ kHz



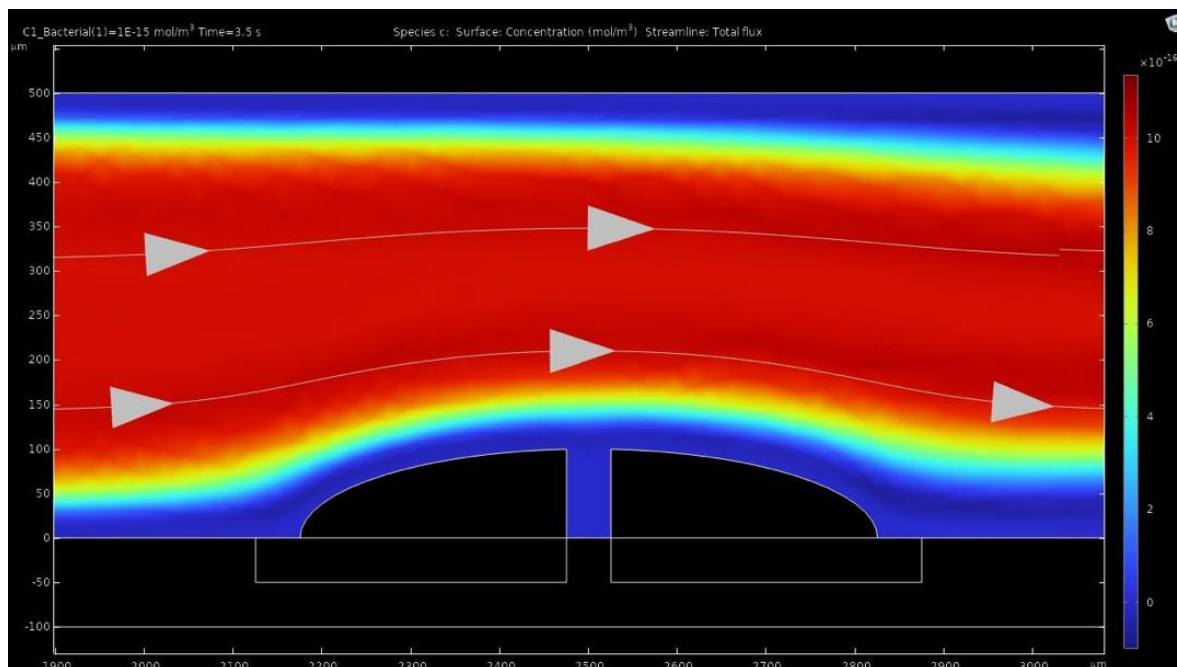
شکل ۷. نرم میدان الکتریکی در ۱ kHz

۳-۳- انتقال غلظت باکتری

برای $C1_Bacterial = 1 \times 10^{-15} \text{ mol m}^{-3}$ در

$t = 3.5 \text{ s}$ ، غلظت پیوسته در هسته همرفتی نزدیک مقدار ورودی باقی ماند و به سوی دیواره بالا و مرزهای حسگر در پایین کاهش یافت (شکل ۸). خطوط شار از روی ساختار برجسته مرکزی منحرف شدند. ناحیه کم‌غلظت نزدیک سطح با اثر هم‌زمان لایه مرزی عدم لغزش، پخش و شار واکنشی پیکربندی‌شده سازگار

است. چون فقط یک تصویر در یک غلظت و زمان ارائه شده بود، نرخ جذب سطحی، منحنی عبور، ضخامت لایه تهی‌شده یا روند وابسته به غلظت قابل کمی‌سازی نبود. گونه‌های $C3$ ، $C2$ و $C4$ در گزارش صفر باقی ماندند؛ نتیجه‌ای که از غلظت اولیه و ورودی صفر و نبود جمله واکنش سطحی برای آنها انتظار می‌رفت. بنابراین، این گونه‌ها به‌عنوان باکتری‌های دیگر یا گروه‌های مقایسه تفسیر نشدند.



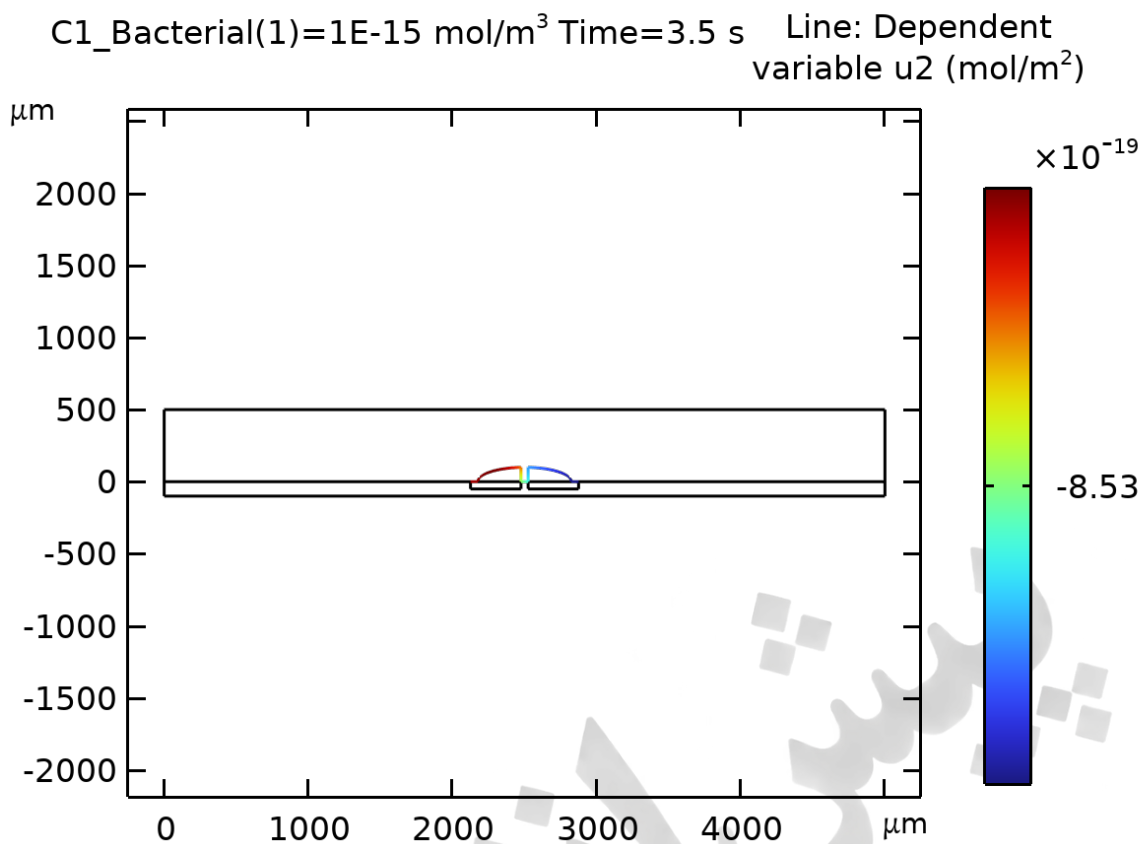
شکل ۸. میدان شبیه‌سازی‌شده غلظت باکتری و خطوط شار کل

۳-۴- متغیر برهم‌کنش سطحی

نمودار سطحی وابسته به زمان برای $C1_Bacterial = 1 \times 10^{-15} \text{ mol m}^{-3}$ در $t = 3.5 \text{ s}$ مقدار $u_2 \approx -8.53 \times 10^{-19} \text{ mol m}^{-2}$ را نشان داد (شکل ۹). اگر u_2 نماینده

جایگاه‌های اشغال‌شده باشد، مقدار منفی از نظر فیزیکی پذیرفتنی نیست. بنابراین، این خروجی به‌عنوان نشانه‌ای تشخیصی از اشکال‌مدا در نظر گرفته شد، نه اتصال باکتری. محتمل‌ترین علت‌هایی که خود گزارش پشتیبانی می‌کند، نبود ضریب صریح انباشت سطحی، استفاده از عبارت واکنش

سیال با همان علامت در PDE مرزی و نبود قید نامنفی بودن است. نسبت سینتیکی پیکربندی‌شده $Kd = koff/kon = 1 \times 10^{-3} \text{ mol m}^{-3}$ در غلظت‌های ورودی گزارش‌شده، تعادل لانگمویر ایده‌آل و کاملاً مخلوط کسر اشغال بسیار اندکی را پیش‌بینی می‌کند. این مقیاس‌بندی نظری، ضرورت بررسی واحدها و شرایط اولیه را تقویت می‌کند، اما حل سطحی گزارش‌شده را اصلاح یا معتبر نمی‌سازد.

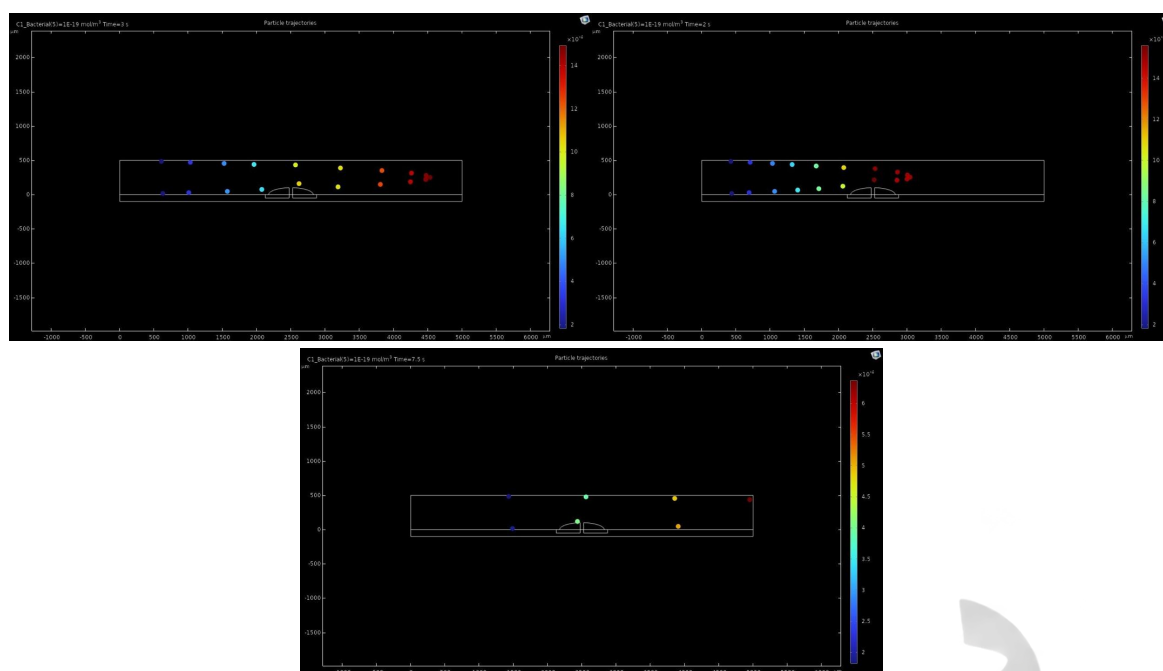


شکل ۹. متغیر مرزی گزارش شده u_2 در $t = 3.5$ s

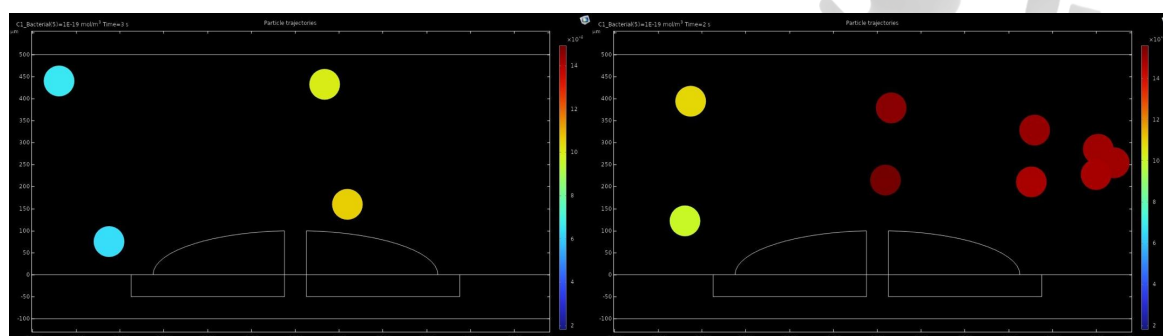
توزیع زمان ماند یا احتمالاً اتصال را پشتیبانی کنند. نماهای بزرگ‌نمایی شده در $t = 2$ و $t = 3$ عبور ذرات از بالای ساختار الکتروود در ارتفاع‌های مختلف را نشان می‌دهند (شکل ۱۱). چون مدل فقط نیروی پسا استوکس و رهاش قطعی در ورودی را در بر می‌گرفت، نمودارها صرفاً حرکت همراه جریان را به صورت تصویری نشان می‌دهند. این خروجی نباید به طور کمی با غلظت پیوسته ترکیب شود؛ دو نمایش از مدل‌های ریاضی جداگانه استفاده می‌کنند.

۳-۵- حرکت کیفی ذرات

نمودارهای ردیاب گسسته در $t = 2, 3$ و $t = 7.5$ حرکت ذرات به سمت پایین دست را نشان می‌دهند (شکل ۱۰). در زمانهای دیرتر، ذرات کمتری دیده می‌شود، زیرا شرط خروجی آنها را حذف می‌کند و تماس با دیواره باعث ثابت شدنشان می‌شود. با این حال تعداد ذرات آزاد شده، برخورد کرده با دیواره و خارج شده گزارش نشده و کمیت فیزیکی مقیاس رنگ مسیر نیز برچسب ندارد. این تصاویر نمی‌توانند بازده گیراندازی،



شکل ۱۰. نماهای زمانی ردیابی ذره در کل کانال



شکل ۱۱. موقعیت بزرگ‌نمایی شده ذرات نزدیک ناحیه حسگر

۳-۶- تحلیل پارامترها: شواهد موجود و مقایسه‌های غایب

حساسیت، در دسترس نیست. در نتیجه، اثر غلظت از خروجی‌های موجود قابل برآورد نیست. سرعت جریان فاصله الکترودها، فرکانس تحریک و خواص مواد در حل‌های گزارش شده ثابت بودند. اگرچه $f_{\min}$ و $f_{\max}$ تعریف شده بودند، فقط ۱ kHz حل شد. جاروب فاصله، سرعت ورودی، ماده یا طیف فرکانسی ارائه نشده بود؛ بنابراین، ادعای بهینه‌سازی این پارامترها پشتیبان ندارد. جدول ۴ آنچه واقعاً شبیه‌سازی شده را از تحلیل‌های موردنظر اما انجام‌نشده جدا می‌کند.

مطالعه وابسته به زمان برای جاروب C1_Bacterial در مقادیر $10^{-10} \times 1$ ، 10^{-15} ، 10^{-16} ، 10^{-17} ، 10^{-18} و $10^{-19} \text{ mol m}^{-3}$ تنظیم شده بود. باین حال گزارش فقط تصاویر جداگانه‌ای از ترکیب‌های منتخب غلظت-زمان ارائه می‌کند و هیچ پاسخ کمی مشترکی، مانند مقدار متصل‌شده، بازیابی خروجی، جریان پایانه، $|Z|$ ، فاز یا

جدول ۴. وضعیت تحلیل‌های پارامتری موردنظر

غلظت باکتری	پنج مقدار پیکربندی شده	فقط تصاویر منتخب میدان	روند کمی یا ادعای حساسیت ممکن نیست
سرعت جریان	ثابت در 0.01 m s^{-1}	یک میدان اصلی جریان ایستا	اثر سرعت قابل ادعا نیست
شکاف الکتروود	ثابت در $50 \mu\text{m}$	یک هندسه	بهینه‌سازی فاصله قابل ادعا نیست
فرکانس	ثابت در 1 kHz	پتانسیل و نرم میدان الکتریکی	طیف امپدانس یا فرکانس بهینه وجود ندارد
خواص مواد	مقادیر ثابت Au/graphene/glass/water	یک حل پایه میدان	اثر علی گرافن در مقایسه با طلا قابل ادعا نیست

۴- بحث

این مطالعه یک توصیف پایه اجزای محدود از اثر ساختار برجسته و دیواره گرافن-طلا بر جریان انتقال غلظت باکتری و میدان الکتریکی در میکروکانال دوبعدی ارائه می‌کند. نتیجه هیدرودینامیکی، شتاب موضعی بالای ساختار و سرعت نزدیک به صفر روی مرزهای جامد را نشان می‌دهد. در مدل انتقال نیز هسته همرفتی غنی از غلظت و نواحی کم‌غلظت نزدیک سطح دیده می‌شود. کنار هم قراردادن این الگوها مسئله اصلی حسگرهای سطحی را روشن می‌کند: هدف باید پیش از هر واکنش سطحی، از توده سیال و از میان لایه مرزی به سطح برسد. این تفسیر با نظریه شناخته‌شده همرفت-پخش-واکنش در حسگرهای سطحی سازگار است

(Squires et al., ۲۰۰۸). حل الکتریکی، شکاف مرکزی را به‌عنوان ناحیه دارای بیشترین گرادیان پایه میدان مشخص می‌کند؛ جایگاهی مناسب برای تعریف لایه متصل یا مدار بین‌سطحی در مدل آینده. با این حال رسانندگی بالای اختصاص یافته به گرافن، بهبود عملکرد حسگر را اثبات نمی‌کند، زیرا مقایسه ماده یا محاسبه اغتشاش انجام نشده است. حسگرهای آزمایشگاهی گرافنی برای باکتری از لایه‌های شناسایی مشخص و خروجی الکتریکی اندازه‌گیری شده استفاده کرده‌اند؛ از جمله ساختارهای اثر

میدان و کامپوزیت گرافن/طلا (Mannoor et al., ۲۰۱۲؛

Thakur et al., ۲۰۱۸; Yang et al., ۲۰۲۱). مدل

حاضر لایه شناسایی تعریف شده در سطح مولکولی ندارد و شاخص پایانه وابسته به باکتری گزارش نمی‌کند. مهم‌ترین یافته این بررسی، جنبه تشخیصی دارد: مدل زنجیره

پیشنهادی از انتقال باکتری تا پاسخ الکتریکی را کامل نمی‌کند. مقدار منفی u_2 نشان می‌دهد معادله سطحی در شکل فعلی برای مدل‌کردن پوشش مناسب نیست. همچنین sigma_surf در رابط Electric Currents استفاده نشده است. در آشکارسازی امپدانس باکتری، معمولاً یک کمیت الکتریکی وابسته به فرکانس و مقایسه میان شرایط هدف و کنترل لازم است (Yang and Bashir, ۲۰۰۸; Rabti et al., ۲۰۲۰). بدون جریان پایانه و امپدانس مختلط، میدان پتانسیل گزارش شده را نمی‌توان به حساسیت تحلیلی، بازه کالیبراسیون حد تشخیص یا انتخاب‌پذیری تبدیل کرد. کاربرد هم‌زمان غلظت پیوسته و ردیابی ذره، در صورت جداسازی نقش آنها، می‌تواند مفید باشد. مدل پیوسته برای میدان غلظت و موازنه جرم مناسب است؛ ردیابی ذره نیز می‌تواند ناهمگنی مسیرها و برخورد با دیواره را نشان دهد. در مدل حاضر این دو نمایش از هم مستقل‌اند و مدل ذره، حرکت براونی، تحرک زیستی و سینتیک چسبندگی ندارد. بنابراین، مسیرها باید کیفی باقی بمانند. در مطالعه آینده می‌توان ردیابی ذره را از مقاله مبتنی بر غلظت حذف کرد، یا یک تحلیل لاگرانژی گیراندازی با تعداد ذرات همگرا و هماف فرض‌های فیزیکی مدل پیوسته تعریف کرد.

۴-۱- ارزیابی واقع‌بینانه نوآوری

حسگرهای باکتریایی گرافنی، زیست‌کارکردی‌سازی مبتنی بر طلا، آزمون‌های میکروسیالی باکتری و آشکارسازی الکتروشیمیایی حوزه‌هایی تثبیت شده‌اند (Sun, ۲۰۲۱; Mi et al., ۲۰۲۲; Ding et al., ۲۰۲۴). بنابراین، ترکیب مواد و استفاده از COMSOL به‌تنهایی نوآوری به شمار

رقیق باکتری، برهم کنش سطحی برگشت پذیر موردنظر، جریان الکتریکی در حوزه فرکانس و ردیابی کیفی ذره را در بر می گرفت. مدل گزارش شده، شتاب موضعی جریان تا حدود $10^{-1} \times 10^{-2} \text{ m s}^{-1}$ روی ناحیه برجسته الکترو، میدان فشار حدود 0.09 تا 8.81 Pa ، کاهش غلظت نزدیک سطوح حسگر در شرط نمایش داده شده و تمرکز میدان الکتریکی تا حدود 360 V m^{-1} در شکاف $50 \mu\text{m}$ تحت تحریک 10 mV و 1 kHz را پیش بینی کرد. این یافته‌ها فیزیک پایه ساختار را توصیف می کنند، اما تشخیص باکتری را نشان نمی دهند. منفی شدن متغیر سطحی، نبود ارتباط پوشش با مدل الکتریکی و گزارش نشدن جریان یا امپدانس پایانه، ادعای تغییر سیگنال بر اثر اتصال را ناممکن می سازند. پس از اصلاح سینتیک سطحی، واحدها، عمق دوبعدی و مدل تبدیل الکتریکی، این چارچوب می تواند برای بهینه سازی طراحی به کار رود؛ سپس جاربهای کمی، راستی آزمایی عددی و تأیید تجربی لازم است. نتیجه های فعلی باید نقطه شروعی شفاف برای توسعه مدل تلقی شوند، نه حسگری اعتبارسنجی شده یا آماده عرضه.

نمی آید. سهم فعلی پژوهش، یکپارچه سازی مقدماتی پنج رابط فیزیکی در ساختاری دوبعدی و ممیزی شفاف ارتباطهایی است که برای تبدیل شبیه سازی میدان پایه به مدل حسگر زیستی لازم اند. چون حل مرحله ای است و حلقه نهایی تبدیل سیگنال وجود ندارد، نوآوری فعلی کم تا متوسط ارزیابی می شود. اگر مدل اصلاح شده بتواند نقشه های طراحی کمی و اعتبارسنجی شده ای ارائه کند که گیراندازی محدود شده با انتقال جرم و امپدانس مختلط وابسته به باکتری را هم زمان حل کنند، سطح نوآوری می تواند به متوسط برسد.

۴-۲- الزامات اعتبارسنجی آینده

پس از اصلاح عددی، مدل به اعتبارسنجی تحلیلی و تجربی نیاز دارد. بررسی های تحلیلی باید شامل معیار جریان کاملاً توسعه یافته در کانال موازنه جرم، معیار صفر بعدی سینتیک لانگمویر و مدار ساده مقاومتی/خازنی برای بخش الکتریکی باشند. سپس باید رفتار جریان یا فشار، گیراندازی هدف روی لایه گیرنده تعریف شده و امپدانس پایانه وابسته به فرکانس برای نمونه شاهد و نمونه باکتریایی در چند ابزار تکراری اندازه گیری شود. این موارد، نیازهای آینده اند و هیچ یک در مطالعه حاضر انجام نشده اند.

۵- نتیجه گیری

یک چارچوب دوبعدی COMSOL برای ساختار حسگر میکروسیالی گرافن-طلا بررسی شد که جریان آرام، انتقال

References

1. Antimicrobial Resistance Collaborators. Global burden of bacterial antimicrobial resistance in 2019: a systematic analysis. Lancet. 2022;399(10325):629–655. doi:10.1016/S0140-6736(21)02724-0.
2. Nnachi RC, Sui N, Ke B, Luo Z, Bhalla N, He D, et al. Biosensors for rapid detection of bacterial pathogens in water, food and environment. Environ Int. 2022;166:107357. doi:10.1016/j.envint.2022.107357.
3. Gopal A, Yan L, Kashif S, Munshi T, Roy VAL, Voelcker NH, et al. Biosensors and point-of-care devices for bacterial detection: rapid diagnostics informing antibiotic therapy. Adv Healthc Mater. 2022;11(3):e2101546. doi:10.1002/adhm.202101546.
4. Yang L, Bashir R. Electrical/electrochemical impedance for rapid detection of foodborne pathogenic bacteria. Biotechnol Adv. 2008;26(2):135–150. doi:10.1016/j.biotechadv.2007.10.003.

5. Ding S, Chen X, Yu B, Liu Z. Electrochemical biosensors for clinical detection of bacterial pathogens: advances, applications, and challenges. *Chem Commun (Camb)*. 2024;60(71):9513–9525. doi:10.1039/D4CC02272F.
6. Mi F, Hu C, Wang Y, Wang L, Peng F, Geng P, et al. Recent advancements in microfluidic chip biosensor detection of foodborne pathogenic bacteria: a review. *Anal Bioanal Chem*. 2022;414(9):2883–2902. doi:10.1007/s00216-021-03872-w.
7. Iyer V, Yang Z, Ko J, Weissleder R, Issadore D. Advancing microfluidic diagnostic chips into clinical use: a review of current challenges and opportunities. *Lab Chip*. 2022;22(17):3110–3121. doi:10.1039/D2LC00024E.
8. Srikanth S, Jayapiriyas US, Dubey SK, Javed A, Goel S. A lab-on-chip platform for simultaneous culture and electrochemical detection of bacteria. *iScience*. 2022;25(11):105388. doi:10.1016/j.isci.2022.105388.
9. Khalil I, Julkapli NM, Yehye WA, Basirun WJ, Bhargava SK. Graphene–gold nanoparticles hybrid—synthesis, functionalization, and application in an electrochemical and surface-enhanced Raman scattering biosensor. *Materials (Basel)*. 2016;9(6):406. doi:10.3390/ma9060406.
10. Lee CW, Chang HY, Wu JK, Tseng FG. Ultra-sensitive electrochemical detection of bacteremia enabled by redox-active gold nanoparticles in a nano-sieving microfluidic system. *Biosens Bioelectron*. 2019;133:215–222. doi:10.1016/j.bios.2019.03.040.
11. Suni II. Substrate materials for biomolecular immobilization within electrochemical biosensors. *Biosensors (Basel)*. 2021;11(7):239. doi:10.3390/bios11070239.
12. Mannoor MS, Tao H, Clayton JD, Sengupta A, Kaplan DL, Naik RR, et al. Graphene-based wireless bacteria detection on tooth enamel. *Nat Commun*. 2012;3:763. doi:10.1038/ncomms1767.
13. Thakur B, Zhou G, Chang J, Pu H, Jin B, Sui X, et al. Rapid detection of single *Escherichia coli* bacteria using a graphene-based field-effect transistor device. *Biosens Bioelectron*. 2018;110:16–22. doi:10.1016/j.bios.2018.03.014.
14. Yang Q, Deng S, Xu J, Farooq U, Yang T, Chen W, et al. Poly(indole-5-carboxylic acid)/reduced graphene oxide/gold nanoparticles/phage-based electrochemical biosensor for highly specific detection of *Yersinia pseudotuberculosis*. *Microchim Acta*. 2021;188(4):107. doi:10.1007/s00604-020-04676-y.
15. Squires TM, Messinger RJ, Manalis SR. Making it stick: convection, reaction and diffusion in surface-based biosensors. *Nat Biotechnol*. 2008;26(4):417–426. doi:10.1038/nbt1388.

16. Rabti A, Zayani R, Meftah M, Salhi I, Raouafi N. Impedimetric DNA e-biosensor for multiplexed sensing of Escherichia coli and its virulent f17 strains. Microchim Acta. 2020;187(11):635. doi:10.1007/s00604-020-04614-y.

پایان انتشار

چیس انتشار

پیش انتشار

پیش‌اندیش