

طراحی و تحلیل یک نانو زیست حسگر ارتعاشی بر پایه نانولوله کربنی برای

تشخیص ویروس‌ها

محسن هادی

کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی

واحد نجف آباد، اصفهان، ایران

mohsen.hadi.89@gmail.com

رضا حسینی آراء*

استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه پیام نور،

تهران، ایران

hosseiniara@pnu.ac.ir

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۶/۲۶

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۱۱/۱۴

چکیده

در این پژوهش، یک مدل نظری بر اساس معادلات تیر اویلر-برنولی^۱ اصلاح شده‌ی ناموضعی برای تشخیص ذرات بیولوژیکی جذب شده بر روی نانولوله‌های کربنی دو سر گیردار به عنوان یک نانو زیست حسگر ارتعاشی ارائه شده است. اساس کار این نانو زیست حسگرهای ارتعاشی، محاسبه دقیق تغییر فرکانس تشدید به دلیل تغییر جرم ناشی از جذب سطحی ویروس‌ها است. در بیشتر تحقیق‌های انجام شده برای سادگی محاسبات از تکیه‌گاه‌های دوسر مفصلی استفاده کرده‌اند، درحالی‌که ساخت چنین تکیه‌گاه‌هایی در مقیاس نانو تقریباً غیرممکن است. به این منظور از تکیه‌گاه دو سر گیردار برای تحلیل این مسأله استفاده شده است و برای نخستین بار، پاسخ بسته فرکانس ارتعاشی یک نانوحسگر دوسر گیردار بر حسب مشخصات هندسی و مکانیکی نانولوله به همراه اثرهای ناموضعی، سطحی و اینرسی دورانی، ارائه گردید. اگرچه بسیاری از محققان از اثرهای تنش سطحی و اینرسی چرخشی به‌طور هم‌زمان در تحلیل ناموضعی ارتعاشی نانوحسگر چشم‌پوشی کرده‌اند، اما این پژوهش نشان می‌دهد که اثرهای مذکور در مقیاس نانو، نقش زیادی در تغییر فرکانس تشدید و دقت نانو زیست حسگرهای ارتعاشی داشته‌اند. همچنین بر پایه پاسخ به‌دست آمده، شش نوع ویروس متفاوت مورد بررسی قرار گرفت که براساس آنالیز حساسیت، نانو زیست حسگر طراحی شده موفق به تفکیک تغییر فرکانس و در نتیجه تشخیص آنها شد.

واژگان کلیدی: نانولوله‌های کربنی، نانو زیست حسگر ارتعاشی، اثر ناموضعی، تنش‌های سطحی، اینرسی چرخشی

۱. مقدمه

زمینه تشخیص عوامل بیماری‌زا برای جلوگیری از شیوع بیماری‌های همه‌گیر نیز در حال تحقیق است [۲-۶]. درواقع عوامل بیماری‌زا مانند ویروس‌ها و باکتری‌ها

امروزه کاربرد فناوری نانو در زمینه انتقال دارو و درمان برخی بیماری‌ها، به یک مسیر جذاب و امیدبخش تبدیل شده است [۱]. در این زمینه و با گسترش نانوحسگرها،

براساس جرم و ساختار متفاوتشان، دارای اثرهای منحصر به فردی بر روی نانوحسگرها هستند.

یکی از این اثرها، تغییر در فرکانس ارتعاشی تشدید نانوحسگرها است. در این راستا بدون تردید نانولوله‌های کربنی یکی از جذاب‌ترین نانوساختارهایی هستند که توجه بیشتر پژوهشگران این رشته را به خود جلب کرده‌اند. کشف این نانوساختار توسط ایجیما^۲، دانشمند ژاپنی، در سال ۱۹۹۱ مرحله تازه‌ای از پیشرفت در زمینه فناوری نانو بود [۷]. ویژگی‌های بسیار بی‌همتای نانولوله‌های کربنی باعث شد تا به سرعت، تحقیقات بسیار گسترده‌ای برای به‌کارگیری آن در فناوری‌های نوین از جمله نانوحسگرها انجام شود. در این زمینه برخی محققان به تحلیل ارتعاشات نانولوله‌های کربنی با در نظر گرفتن اثرهای تغییر شکل برشی و اینرسی چرخشی پرداختند [۸]. لو^۳ تعمیم معادله تیموشنکو^۴ برای تیرهای انعطاف‌پذیری که با تئوری ناموضعی مورد تحلیل قرار گرفته‌اند، را پیشنهاد داد، درحالی‌که اثرهای سطحی را شامل نمی‌شد [۹، ۱۰]. لی^۵ و چانگ^۶ نیز برای تیرهای تیموشنکو انعطاف‌پذیر، تئوری ناموضعی و محاسبه اثرهای سطحی را گسترش دادند [۱۱]. اخیراً نیز یک معادله خلاصه توسط انصاری و سهمانی [۱۲] برای تئوری تیرهای ناموضعی به‌دست آمد که شامل تئوری تیر تیموشنکو است. در این راستا مدل‌های تیر برای تحلیل ارتعاشی نانولوله‌های کربنی به وسیله‌ی پژوهشگران متعددی مورد استفاده قرار گرفته است که در این زمینه می‌توان به پژوهش‌های انجام شده توسط وانگ^۷ و الیشاکوف^۸ نیز اشاره نمود [۱۳، ۱۴]. همچنین اخیراً پژوهش‌هایی بر روی تحلیل ارتعاشات غیرخطی حسگرهای زیستی یکسر گیردار با در نظر گرفتن اثرهای سطحی و توسط تئوری تنش جفت^۹ انجام شده است [۱۵، ۱۶]. این تحقیق می‌خواهد به بررسی این موضوع در ابعاد نانو و بر روی یک نانوتیر با در نظر گرفتن اثرهای گوناگون در ابعاد بسیار کوچک پردازد و با یافتن تغییر در فرکانس

ارتعاشی تشدید نانوتیر، نوع این عامل را براساس ساختار و جرم ویروس یا باکتری مورد نظر، شناسایی نماید. در این راستا محاسبه بسیار دقیق تغییر فرکانس ارتعاشی نانوحسگرهای زیستی، باعث عملکرد مناسب‌تر آنها می‌گردد. از طرفی، با توجه به این که تحلیل‌های مورد نظر در ابعاد نانو می‌باشد، مکانیک محیط‌های پیوسته به شکل کلاسیک آن دیگر پاسخ دقیقی ندارد و باید اثرهای ناموضعی^{۱۰} مربوط به ابعاد بسیار کوچک نیز مورد توجه قرار گیرد. به این منظور، معادلات حاکم بر تحلیل نانوحسگرها بر پایه تئوری ناموضعی تیرها مورد بررسی قرار می‌گیرد. طبق این تئوری که در سال ۱۹۸۳ توسط ارینگن^{۱۱} پایه‌گذاری شد، تنش در هر نقطه از یک جسم جامد هوک، نه تنها به کرنش آن نقطه بلکه به کرنش در تمام نقاط جسم بستگی دارد [۱۷]. به این ترتیب در نتیجه اثرهای ناموضعی مربوط به نیروهای بین اتمی در معادلات اصلاح شده ظاهر می‌گردد.

همچنین در مقیاس نانو به علت نسبت سطح به حجم بسیار بزرگ، اثرهای سطحی^{۱۲} به وجود می‌آید که خود باعث تغییرات مهمی در ویژگی‌های فیزیکی، مکانیکی و الکتریکی ماده می‌شوند. در نتیجه این اثر نیز در محاسبات دقیق نانوزیست حسگرها قابل چشم‌پوشی نیست [۱۸].

در پژوهش‌های پیشین، اثرهای گوناگونی مانند اثرهای ناموضعی، تنش سطحی و اینرسی چرخشی به‌طور هم‌زمان در تحلیل ارتعاشی نانوحسگرها مورد بررسی قرار نگرفته است و لذا می‌توان انتظار داشت که این پاسخ‌ها تا حدودی از مقادیر واقعی انحراف یابند اما در این مقاله، همه اثرهای مورد نظر به‌طور هم‌زمان مورد بررسی قرار خواهند گرفت. همچنین در بیشتر پژوهش‌های انجام شده، برای سادگی محاسبات، تکیه‌گاه‌ها به صورت دو سر مفصل در نظر گرفته می‌شوند که فرایند تولید آن بسیار دشوار و در عمل غیرممکن است درحالی‌که در عمل، بیشتر از تکیه‌گاه‌های دوسر گیردار استفاده می‌شود. از این‌رو در این تحقیق،

$$\frac{\partial^2}{\partial x^2} \left[-EI \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \right] + \mu \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left[m_0 \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} - m_2 \frac{\partial^4 w}{\partial x^2 \partial t^2} - q \right] \quad (1)$$

$$= m_0 \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} - m_2 \frac{\partial^4 w}{\partial x^2 \partial t^2} - q$$

که در این معادله E مدول یانگ و I همان اینرسی سطح مقطع تیر است. بار گسترده سطحی نیز با q نشان داده می‌شود. همچنین در این معادله پارامترهای m_0 و m_2 به ترتیب نمایش‌دهنده اینرسی جرمی مرتبه صفر و دوم هستند که به صورت فرمول ۲ تعریف می‌شوند:

$$m_0 = \int_A \rho dA = \rho A + \frac{n_b m_b}{l} \quad (2)$$

$$m_2 = \int_A \rho z^2 dA = (\rho + \rho_b) I$$

درحالی‌که ρ ، A و l به ترتیب چگالی جرمی، مساحت سطح مقطع و طول نانو تیر است. همچنین m_b ، n_b و ρ_b نیز به ترتیب جرم، تعداد و چگالی جرمی ویروس‌های اضافه شده به نانوزیست حسگر هستند. پارامتر ناموضعی μ نیز برای محاسبه اثر ابعاد کوچک در تئوری ناموضعی مورد نظر قرار می‌گیرد که از رابطه ۳ به دست می‌آید:

$$\mu = (e_0 l_i)^2 \quad (3)$$

که در این رابطه e_0 و l_i به ترتیب ثابت ماده و طول مشخصه داخلی هستند.

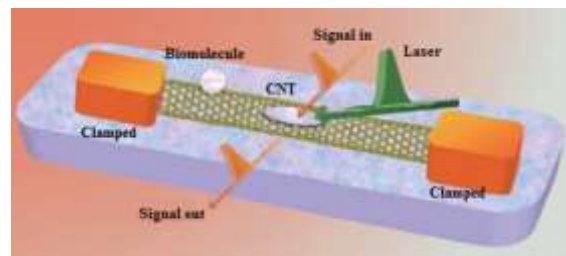
اکنون براساس فرض‌های انجام شده، معادله حاکم ۱ برای حالت ارتعاشات آزاد یک نانوتیر در غیاب نیروهای محوری، بارهای گسترده عرضی و اثر تنش‌های سطحی، به شکل رابطه ۴ ساده‌سازی می‌گردد:

تحلیل و طراحی نانوحسگر براساس تکیه‌گاه دو سر گیردار انجام می‌شود. همچنین این پژوهش برای نخستین بار، پاسخ بسته و دقیق فرکانس ارتعاشی نانوحسگر بر حسب مشخصات هندسی و مکانیکی نانولوله به همراه اثرهای ناموضعی، سطحی و اینرسی چرخشی را جهت طراحی و تحلیل ارائه می‌نماید. برای این منظور، از نانولوله‌های کربنی با توجه به ویژگی‌های منحصر به فرد مکانیکی آن، برای طراحی نانوزیست حسگر مورد نظر استفاده می‌گردد تا اثرهای گوناگون بر روی تغییر فرکانس تشدید آنها مورد مطالعه قرار گیرد.

علاوه بر این تاکنون از لحاظ عملی و کاربردی، تحلیل و مقایسه کاملی برای این دسته از نانوحسگرها با توجه به نمونه‌های واقعی ویروس‌ها انجام نشده است و در نتیجه این تحقیق به مقایسه پاسخ ارتعاشی دقیق چندین ویروس متفاوت بر روی سطح نانوزیست حسگر طراحی شده نیز می‌پردازد.

۲. تحلیل ارتعاشات نانوحسگر

نانوحسگر مورد نظر از یک نانولوله کربنی دوسر گیردار همانند شکل ۱ تشکیل شده است:



شکل ۱. شماتیک یک نانوحسگر از جنس نانولوله کربنی و به صورت دوسرگیردار به همراه یک ذره زیستی

برای تحلیل این نانوحسگر، معادله حاکم بر حرکت یک تیر اویلر-برنولی با در نظر گرفتن اثر اندازه‌های کوچک و در غیاب نیروهای محوری به شکل فرمول ۱ استخراج می‌گردد [۱۹]:

منظور کافی است در معادله حاکم ۱، بار گسترده سطحی q به شکل رابطه ۸ تعریف گردد [۱۶]:

$$q(x, t) = H \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \quad (۸)$$

که در این رابطه، H پارامتر ثابتی است که با توجه به شکل سطح مقطع دایره‌ای در نانولوله‌های کربنی، به صورت رابطه ۹ تعریف می‌گردد [۱۶]:

$$H = 2\tau_0 D \quad (۹)$$

که در رابطه ۹، منظور از D قطر و τ_0 ثابت تنش سطحی نانولوله کربنی مورد نظر است.

به این ترتیب، با در نظر گرفتن اثر تنش‌های سطحی در سختی خمشی تیر و جای‌گذاری معادلات ۸ و ۹ در معادله ۱، شکل کامل معادله حاکم بر ارتعاشات یک نانوتیر به صورت رابطه ۱۰ حاصل می‌شود:

$$\begin{aligned} & \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left[-EI^* \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \right] \\ & + \mu \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left[-2\tau_0 D \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + m_0 \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} \right. \\ & \left. - m_2 \frac{\partial^4 w}{\partial x^2 \partial t^2} \right] + 2\tau_0 D \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \\ & = m_0 \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} - m_2 \frac{\partial^4 w}{\partial x^2 \partial t^2} \end{aligned} \quad (۱۰)$$

در این رابطه EI^* سختی خمشی مؤثر با در نظر گرفتن اثر تنش‌های سطحی است که در رابطه ۱۱ تعریف می‌شود [۱۶]:

$$EI^* = E \times \frac{\pi D^4}{64} + E^s \times \frac{\pi D^3}{8} \quad (۱۱)$$

منظور از E^s در این معادله، مدول یانگ سطحی است که به جنس جسم بستگی دارد. اکنون با ترکیب معادلات ۶، ۱۰ و ۱۱، پاسخ بسته و کامل فرکانس ارتعاشی یک نانوتیر اوپلر-برنولی با در نظر گرفتن اثرهای ناموضعی، تنش سطحی و اینرسی چرخشی به صورت معادله ۱۲ به دست می‌آید:

$$\begin{aligned} & \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left[-EI \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \right] + \mu \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left[m_0 \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} \right. \\ & \left. - m_2 \frac{\partial^4 w}{\partial x^2 \partial t^2} \right] \\ & = m_0 \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} - m_2 \frac{\partial^4 w}{\partial x^2 \partial t^2} \end{aligned} \quad (۴)$$

بر پایه معادله حاکم ۴ به منظور تحلیل ارتعاشات آزاد نانوتیر در حالت ناموضعی، با استفاده از روش جداسازی متغیرها یک پاسخ برای خیز تیر در دوره زمانی دلخواه به صورت زیر در نظر گرفته می‌شود:

$$w(x, t) = W(x) e^{i\omega t} \quad (۵)$$

که در این رابطه، W همان شکل مود و ω فرکانس طبیعی ارتعاشات تیر است.

حال می‌توان پاسخ خیز تیر را با توجه به معادله حاکم و ارضای شرایط مرزی دو سر گیردار، به صورت رابطه ۶ حدس زد:

$$w(x, t) = \left[1 - \cos \frac{2n\pi x}{l} \right] e^{i\omega t} \quad (۶)$$

همان‌طور که در رابطه ۶ مشاهده می‌شود، با توجه به شرایط مرزی دو سر گیردار، خیز و شیب تیر در دو انتهای تیر صفر خواهد بود. اکنون با ترکیب معادلات ۴ و ۶، پاسخ بسته فرکانس ارتعاشی نانوتیر اوپلر-برنولی با در نظر گرفتن اثرهای ناموضعی و اینرسی چرخشی به شکل رابطه ۷ به دست می‌آید:

$$\omega = \sqrt{\frac{EI \left[\frac{2n\pi}{l} \right]^4}{\left[1 + \mu \left[\frac{2n\pi}{l} \right]^2 \right] \left[m_0 + m_2 \left[\frac{2n\pi}{l} \right]^2 \right]}} \quad (۷)$$

همان‌طور که پیش‌تر نیز گفته شد، دومین اثری که باید در تحلیل ارتعاشات نانوتیرها مورد نظر قرار گیرد، اثر تنش‌های سطحی در مقیاس نانو است. حال آن که پاسخ ارتعاشی به دست آمده در معادله ۷ در غیاب این اثر است. برای این

$$\omega = \sqrt{\frac{\left[E \times \frac{\pi D^4}{64} + E^s \times \frac{\pi D^3}{8} \right] + 2\tau_0 D \left[\left[\frac{l}{2n\pi} \right]^2 + \mu \right]}{\left[1 + \mu \left[\frac{2n\pi}{l} \right]^2 \right] \left[m_0 + m_2 \left[\frac{2n\pi}{l} \right]^2 \right]}} \quad (12)$$

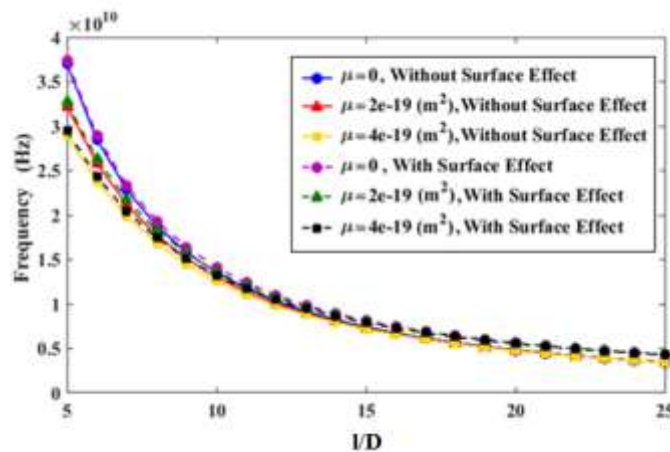
$$\begin{aligned} D &= 1 \times 10^{-9}(\text{m}), E = 1(\text{TPa}), \rho \\ &= 2300(\text{kg/m}^3) \\ E^s &= 5.1882(\text{N/m}), \tau_0 \\ &= 0.9108 (\text{N/m}) \end{aligned} \quad (13)$$

نخست به بررسی اثرهای سطحی و ناموضعی در تغییر فرکانس ارتعاشی نانوحسگر پرداخته می‌شود. در این تحلیل، پاسخ‌ها براساس تغییرات طول به قطر نانولوله کربنی به عنوان یک نانوحسگر در شکل ۲ مشاهده می‌شود:

۳. نتایج عددی

۳-۱. اثرهای ناموضعی و تنش سطحی

برای بررسی پاسخ‌های ارتعاشی نانوزیست حسگر بر اساس معادله ۱۲ و محاسبه نتایج عددی، ویژگی‌های مکانیکی نانولوله‌های کربنی به صورت رابطه ۱۳ فرض شده است [۱۸]:



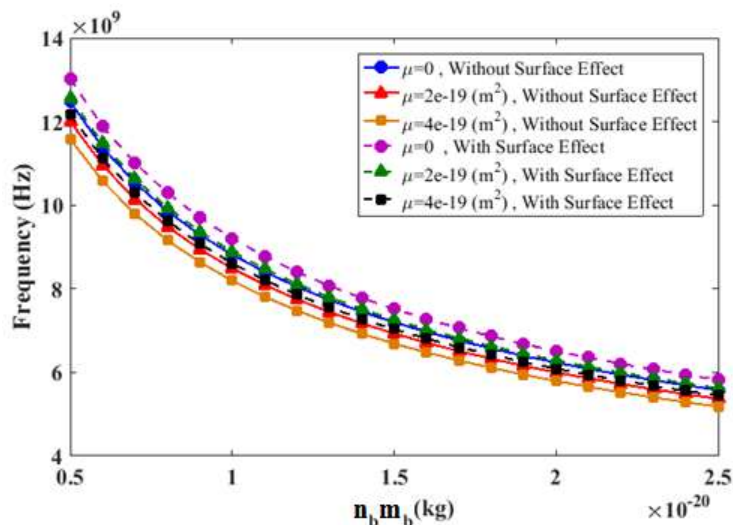
شکل ۲. اثرهای ناموضعی و سطحی بر روی تغییر فرکانس ارتعاشی نانوحسگر

در نظر گرفتن اثرهای سطحی و چشم‌پوشی از اثر اندازه‌های کوچک، یک حد بالا برای پاسخ‌های فرکانس ارتعاشی به دست خواهد آمد.

همچنین تأثیر تنش‌های سطحی و ناموضعی در فرکانس ارتعاشی نانوحسگر بر حسب تغییر مجموع جرم ویروس‌های پاروویردانه^{۱۳} جذب شده بر روی نانوحسگر با جرم واحد $m_b = 4.2445 \times 10^{-21}(\text{kg})$ [۲۰] در شکل ۳ بررسی می‌شود:

از شکل ۲ می‌توان نتیجه گرفت که با افزایش نسبت ابعادی طول به قطر نانولوله، فرکانس ارتعاشی کاهش می‌یابد. همچنین با افزایش مقدار اثر تنش‌های سطحی، فرکانس ارتعاشی نیز افزایش می‌یابد اما با افزایش اثر ناموضعی، این فرکانس کاهش می‌یابد.

در ضمن حالتی که در آن اثر ناموضعی اندازه‌های کوچک و اثر سطحی صفر فرض شده است، همان حالت کلاسیک تحلیل ارتعاشات یک تیر است و مشاهده می‌گردد که با



شکل ۳. اثرهای ناموضعی و سطحی بر روی فرکانس ارتعاشی در حضور جرم ویروس اضافه شده

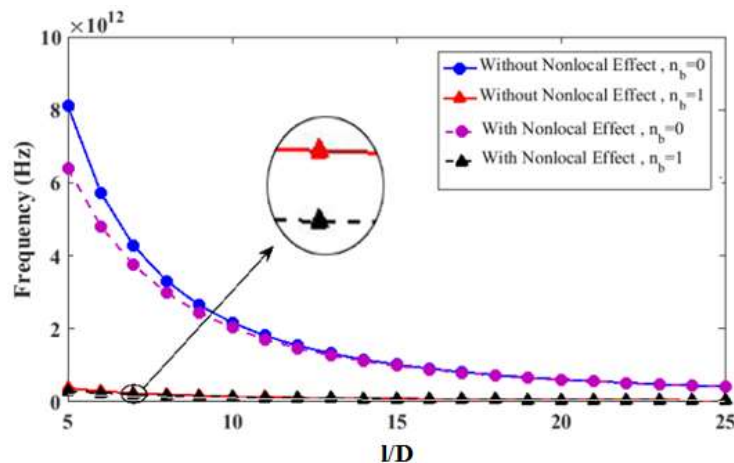
همچنین همانند شکل ۲ مشاهده می‌شود که با افزایش ضریب ناموضعی، باز هم فرکانس ارتعاشی نانوحسگر کاهش می‌یابد. در ضمن با چشم‌پوشی از اثرهای ناموضعی اندازه‌های کوچک و اثر سطحی، پاسخ حالت کلاسیک تحلیل ارتعاشات یک تیر ساده اوپلر-برنولی به همراه جرم‌های اضافه شده ویروس‌ها است و مشاهده می‌گردد که حد بالایی پاسخ فرکانس ارتعاشی نانوحسگر با در نظر گرفتن اثر سطحی و چشم‌پوشی از اثر اندازه‌های کوچک، به دست خواهد آمد.

۳-۲. اثر ابعاد نانوحسگر در حضور ویروس‌های اضافه شده

در این بخش، پاسخ‌های ارتعاشی نانو زیست حسگر مورد نظر براساس تغییرات طول به قطر آن و با در نظر گرفتن اثر ویروس اضافه شده و در حضور اثرهای ناموضعی در شکل ۴ مشاهده می‌شود:

همان‌طور که در شکل ۳ مشخص است، می‌توان نتیجه گرفت که با افزایش جرم ویروس اضافه شده روی نانولوله، فرکانس ارتعاشی کاهش می‌یابد. واضح است هرچه جرم ویروس اضافه شده افزایش یابد، نانولوله سنگین‌تر شده و فرکانس ارتعاشی کوچک‌تری اتفاق می‌افتد. همچنین با افزایش مقدار اثر سطحی، فرکانس ارتعاشی نیز افزایش می‌یابد که علت آن افزایش سختی سیستم است. در ضمن می‌توان مشاهده نمود که در مقایسه با شکل ۲، اثرهای سطحی تأثیر بیشتری بر روی افزایش فرکانس نانو حسگر داشته‌اند.

علت این پدیده این است که شکل ۲ در غیاب جرم ویروس‌های اضافه شده بود و به همین علت اثرهای سطحی تأثیر کمتری بر روی نانولوله کربنی داشتند اما با اضافه شدن جرم ویروس‌ها، اثرهای سطحی نیز افزایش یافته و باعث افزایش بیشتر فرکانس سیستم شدند.



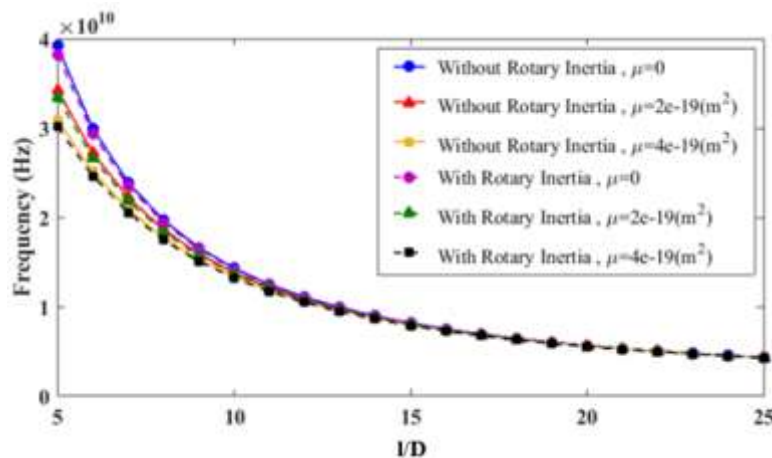
شکل ۴. محاسبه اثر جرم ویروس‌های اضافه شده بر روی فرکانس ارتعاشی نانوحسگر

از ویروس، فرکانس تشدید حسگر، جابه‌جایی قابل ملاحظه‌ای می‌یابد.

۳-۳. اثر اینرسی چرخشی

یکی دیگر از اثرهایی که می‌تواند در فرکانس ارتعاشی نانوزیست حسگر تغییر ایجاد نماید، اثر دینامیکی اینرسی چرخشی است که بر حسب تغییرات طول به قطر نانوحسگر و در حضور اثرهای ناموضعی در شکل ۵ بررسی می‌شود:

مشاهده می‌گردد که با افزایش نسبت طول به قطر نانو لوله کربنی به عنوان نانوزیست حسگر، فرکانس ارتعاشی کاهش می‌یابد. همچنین با افزایش ضریب ناموضعی و همچنین اضافه شدن جرم ویروس، فرکانس ارتعاشی نانوحسگر کاهش چشم‌گیری می‌یابد. به‌علاوه مشاهده می‌گردد که پاسخ‌های فرکانسی برای این نانوزیست حسگر در مرتبه تراهرتز^{۱۴} است که خود نشان از دقت آن دارد. در واقع به علت جرم بسیار کم نانوحسگر، با اضافه شدن تنها یک عدد



شکل ۵. اثر اینرسی چرخشی بر روی فرکانس ارتعاشی نانوحسگر

مقایسه با اثر ناموضعی بسیار کوچک‌تر بوده و به همین علت در اکثر پژوهش‌های انجام شده از آن چشم‌پوشی شده است. اگرچه برای افزایش دقت در تشخیص ویروس

همان‌طور که در شکل ۵ مشاهده می‌گردد، با محاسبه مقدار اینرسی چرخشی، فرکانس ارتعاشی نانوحسگر کاهش می‌یابد. البته آشکار است که مقدار این کاهش فرکانس در

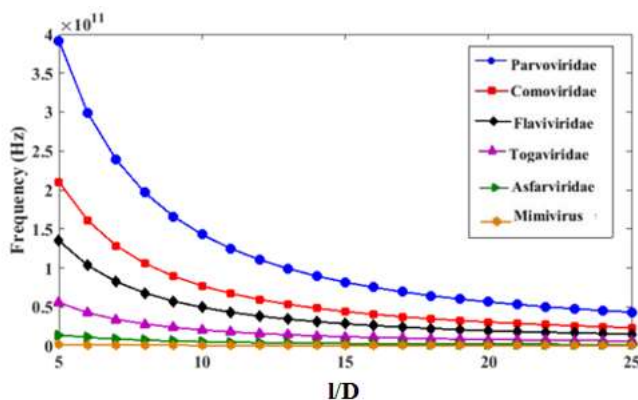
می‌تواند تأثیرگذار باشد. همچنین مشخص است که این اثر با افزایش ضریب لاغری نانوتیر نیز کاهش می‌یابد زیرا میزان اینرسی چرخشی سطح مقطع نانوتیر با کاهش قطر نسبت به طول کمتر خواهد شد و برای نسبت لاغری (l/D) بزرگ‌تر از ۱۵ به‌طور تقریبی می‌توان از این اثر چشم‌پوشی نمود.

همانند نمودارهای قبلی می‌توان در یک حالت خاص، از اثر اندازه‌های کوچک چشم‌پوشی نمود که در این صورت پاسخ‌های فرکانسی برای حالت کلاسیک به‌دست می‌آید و با افزایش ضریب ناموضعی، مقدار فرکانس ارتعاشی کاهش می‌یابد. پس می‌توان گفت که با چشم‌پوشی از اثرهای

ناموضعی و اینرسی چرخشی یک حد بالا برای فرکانس ارتعاشی نانو زیست حسگر محاسبه می‌گردد.

۳-۴. تاثیر انواع ویروس‌ها

در ادامه مقدار فرکانس ارتعاشی نانوحسگر دو سر گیردار از جنس نانولوله کربنی به نحوی محاسبه می‌شود که بر روی آن ویروس‌های مختلفی نیز قرار گرفته است. برای این منظور با استفاده از مشخصات فیزیکی شش نوع ویروس مختلف [۲۰] در جدول ۱ نتایج عددی استخراج می‌گردد. بر این اساس، نمودار تغییر فرکانس ارتعاشی نانوحسگر براساس انواع ویروس‌ها در شکل ۶ بررسی می‌شود:



جدول ۱. مشخصات فیزیکی شش نوع ویروس

مختلف

Virus Type	Density (kg/m ³)	Mass (kg)
Parvoviridae	1390	4.2445×10^{-21}
Comoviridae	1280	1.4712×10^{-20}
Flaviviridae	1070	3.5856×10^{-20}
Togaviridae	1180	2.1192×10^{-19}
Asfarviridae	1190	3.3393×10^{-18}
Mimivirus	1190	3.0041×10^{-16}

شکل ۶. فرکانس ارتعاشی بر حسب تغییرات طول به قطر برای ویروس‌های

متفاوت

فرکانس‌ها در حضور ویروس‌های مختلف وجود دارد که این تغییرات می‌تواند اساس تشخیص نوع ویروس قرار گیرد.

۳-۵. محدوده تغییرات حساسیت

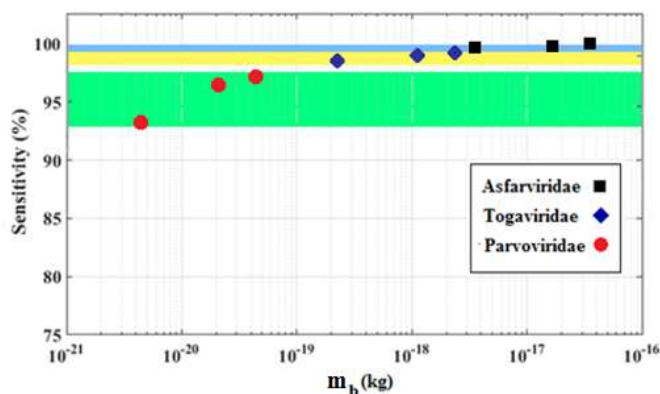
منظور از حساسیت، میزان تغییرات فرکانس ارتعاشی نسبت به فرکانس ارتعاشی اولیه (بدون حضور ویروس بر روی نانوحسگر) است که از رابطه ۱۴ محاسبه می‌گردد.

$$s = \frac{\omega_0 - \omega_b}{\omega_0} \times 100 \quad (14)$$

همان‌طور که مشاهده می‌شود در این نمودار شش نوع ویروس متفاوت با یکدیگر مقایسه شده‌اند که نشان می‌دهد هر چه ویروس جرم بیشتری داشته باشد، فرکانس ارتعاشی آن کمتر می‌شود به نحوی که برای ویروس نوع پاروویریدانه بیشترین فرکانس ارتعاشی و همچنین برای ویروس نوع میمی ویروس^{۱۵} کمترین فرکانس ارتعاشی را خواهد داشت. همچنین با افزایش نسبت طول به قطر نیز فرکانس ارتعاشی کاهش می‌یابد که دلیل این دو پدیده، رابطه معکوس فرکانس ارتعاشی با افزایش جرم است. همچنین مشاهده می‌شود که تفاوت معنی‌داری بین

در این رابطه ω_0 فرکانس ارتعاشی نانوحسگر بدون حضور ویروس و ω_D فرکانس ارتعاشی با حضور ویروس است. براساس این تعریف در ادامه، شکل ۷ بیان کننده محدوده

تغییرات حساسیت نانوحسگر با توجه به تعداد متفاوت از سه نوع ویروس مختلف است.



شکل ۷. محدوده تغییرات حساسیت برای ویروس‌های مختلف

همان‌طور که در شکل ۷ مشاهده می‌شود، سه نوع ویروس مورد نظر با استفاده از رابطه ۱۲ و مشخصات جدول ۱ بر روی سه نوار حساسیت متفاوت (آبی، زرد و سبز)، قابل تفکیک و تمایز هستند.

اختلاف فرکانس هم بیشتر می‌شود و به همین علت حساسیت افزایش می‌یابد. در ویروس پاروویردانه نسبت به ویروس توگاویردانه^{۱۶}، به علت جرم کمتر، تغییرات حساسیت بازه وسیع‌تری را نمایش می‌دهد. همین نتیجه برای دو ویروس توگاویردانه و آسفاروویردانه^{۱۷} هم اتفاق می‌افتد. نتایج به دست آمده می‌تواند گام مهمی در طراحی و ساخت نانوحسگرهای زیستی جهت تشخیص ویروس‌های گوناگون باشد.

این نوارها بر اساس میزان جابه‌جایی فرکانس ارتعاشی نانوحسگر و طبق رابطه ۱۴ دارای محدوده‌های متفاوتی هستند، ولی هر نوار فقط یک نوع از ویروس‌ها را در بر گرفته است. علت این تفکیک، تفاوت در جرم و مشخصات هر نوع ویروس با توجه به جدول ۱ است که منجر به ایجاد فرکانس ω_D خاصی در رابطه بالا می‌شود. در واقع هرچه جرم ویروس بزرگ‌تر شود، ω_D کوچک‌تر شده و در نتیجه پارامتر تغییر حساسیت S به ۱۰۰ نزدیک‌تر می‌شود. بدین ترتیب طیف گسترده‌ای از فرکانس‌ها تشکیل می‌شود و در نتیجه امکان تفکیک و تشخیص ویروس‌ها نیز فراهم می‌گردد.

۴. نتیجه‌گیری

در این پژوهش، تحلیل نانولوله‌های کربنی به عنوان نانوزیست حسگر بر پایه تئوری ناموضعی تیرهای اویلر-برنولی مورد بررسی قرار گرفت و اثرهای گوناگونی مانند اثرهای ناموضعی، تنش‌های سطحی و اینرسی چرخشی به‌طور هم‌زمان در تحلیل ارتعاشی آن بررسی شد. همچنین در این تحقیق، تحلیل و طراحی نانوزیست حسگر براساس تکیه‌گاه دو سر گیردار انجام شد تا مسأله از نظر عملی به واقعیت نزدیک‌تر شود. در پایان نیز، تحلیل پاسخ ارتعاشی دقیق چند نمونه‌ی حقیقی از ویروس‌های مختلف انجام شد

در حقیقت می‌توان نتیجه گرفت که در نمودار حساسیت بر حسب جرم اضافه شده، با افزایش جرم اضافه شده حساسیت افزایش پیدا می‌کند. ضمن این که با افزایش جرم اضافه شده، فرکانس کاهش می‌یابد و با کاهش فرکانس،

تا بتوان نانوحسگر طراحی شده را با موارد عملی نیز مطابقت داد.

از نتایج استخراج شده از تحقیق پیش رو می‌توان مشاهده نمود که با افزایش نسبت طول به قطر نانولوله کربنی به عنوان یک نانوحسگر، فرکانس ارتعاشی کاهش می‌یابد. همچنین با افزایش مقدار اثرهای سطحی، فرکانس ارتعاشی نیز افزایش می‌یابد اما با افزایش ضریب ناموضعی، این فرکانس کاهش می‌یابد. در ضمن با چشم‌پوشی از اثر ناموضعی اندازه‌های کوچک و اثر سطحی، همان حالت کلاسیک تحلیل ارتعاشات یک تیر اویلر-برنولی به دست می‌آید و مشاهده می‌گردد که با در نظر گرفتن اثرهای سطحی و چشم‌پوشی از اثر اندازه‌های کوچک، یک حد بالا برای پاسخ‌های فرکانس ارتعاشی به دست خواهد آمد. به علاوه مشاهده می‌گردد که با افزایش تعداد ویروس‌های اضافه شده، فرکانس ارتعاشی نانوحسگر نیز کاهش می‌یابد. از سوی دیگر با اضافه شدن جرم ویروس‌ها، اثرهای سطحی نسبت به حالت بدون ویروس نیز افزایش یافته و باعث تغییر بیشتر فرکانس سیستم می‌شوند.

به علاوه مشاهده می‌گردد که بازه مربوط به پاسخ‌های فرکانسی برای این نانوزیست حسگر در مرتبه ترا هرتز است که خود نشان از دقت آن دارد. در واقع با در نظر گرفتن نانولوله کربنی به عنوان نانوحسگر و به علت جرم بسیار کم آن، با اضافه شدن تنها یک عدد از ویروس مورد نظر، فرکانس تشدید حسگر به شدت جابه‌جا می‌شود که این مسأله می‌تواند در تشخیص انواع ویروس‌ها نیز مفید باشد.

در پایان نیز با محاسبه مقدار اینرسی چرخشی در تئوری ناموضعی تیر اویلر-برنولی مشاهده شد که فرکانس

۵. مآخذ

ارتعاشی نانوحسگر کاهش می‌یابد اگرچه مقدار این کاهش فرکانس در مقایسه با اثر ناموضعی بسیار کوچک‌تر است. به همین علت در اکثر پژوهش‌های انجام شده از آن چشم‌پوشی می‌شود، هرچند به منظور افزایش دقت نانوزیست حسگر در تشخیص ویروس می‌تواند تأثیرگذار باشد. همچنین مشخص شد که این اثر با افزایش ضریب لاغری نانوتیر نیز کاهش می‌یابد زیرا میزان اینرسی چرخشی سطح مقطع نانوتیر با کاهش قطر نسبت به طول کمتر خواهد شد و برای نسبت لاغری (l/D) بزرگ‌تر از ۱۵ به‌طور تقریبی می‌توان از این اثر چشم‌پوشی نمود.

در ادامه نیز نانوزیست حسگر مورد نظر در حضور شش نوع ویروس مختلف از لحاظ ارتعاشی بررسی شد و مشاهده گردید که فرکانس ارتعاشی نانوحسگر با کاهش جرم ویروس‌های مورد نظر، افزایش می‌یابد به نحوی که برای ویروس نوع پاروویردانه بیشترین فرکانس ارتعاشی و برای میمی ویروس کمترین فرکانس ارتعاشی را خواهد داشت. در پایان و پس از انجام آنالیز حساسیت برای سه نوع از ویروس‌ها، می‌توان نتیجه گرفت که ویروس‌های مورد نظر بر روی سه نوار حساسیت متفاوت، قابل تفکیک و تمایز هستند که این نتیجه می‌تواند گام مهمی در تشخیص ویروس‌های گوناگون باشد. همچنین مشاهده شد که ویروس پاروویردانه نسبت به ویروس توگاویریدانه، بازه وسیع‌تری از تغییرات حساسیت را نمایش می‌دهد. همین نتیجه برای دو ویروس توگاویریدانه و آسفارویریدانه هم اتفاق می‌افتد.

نتایج به دست آمده از این مقاله می‌تواند در طراحی و تحلیل نانوحسگرهای زیستی، شیمیایی و مکانیکی بسیار مفید باشد.

- [1] Burg, Thomas P., and Scott R. Manalis, "Suspended microchannel resonators for biomolecular detection", *Applied Physics Letters*, 2003, Vol.83, no.13, pp.2698-2700.

- [2] Faria HA, Zucolotto V., "Label-free electrochemical DNA biosensor for zika virus identification", *Biosensors and Bioelectronics*, 2019, Vol.131, pp.149-55.
- [3] Hosseini-Ara, Reza, Amir Hossein Karamrezaei, and Ali Mokhtarian, "Exact analysis of antibody-coated silicon biological nano-sensors (SBNSs) to identify viruses and bacteria", *Microsystem Technologies*, 2020, Vol.26, no.2, pp.509-516.
- [۴] حسینی‌آراء، کرمرضایی، مختاریان، ع، "تحلیل و بررسی اثر پوشش کامل لایه جاذب میوسین بر ارتعاشات نانوزیست‌حسگرهای سیلیکونی به منظور شناسایی عوامل بیماری‌زا"، *مجله مهندسی پزشکی زیستی*، ۱۳۹۷، دوره ۱۲، شماره ۱، صفحه ۴۱-۴۹.
- [5] Khanna, Vinod Kumar, "*Nanosensors: physical, chemical, and biological*", CRC Press, 2011.
- [6] Ozer, Tugba, Brian J. Geiss, and Charles S. Henry, "Chemical and Biological Sensors for Viral Detection", *Journal of the Electrochemical Society*, 2019, Vol.167, no.3, p.037523.
- [7] Iijima, S., "Helical micro tubes of graphitic carbon", *Nature*, 1991, 354, pp.56-58.
- [8] Amirian, B., R. Hosseini-Ara, and H. Moosavi, "Thermal vibration analysis of carbon nanotubes embedded in two-parameter elastic foundation based on nonlocal Timoshenko's beam theory", *Archives of Mechanics*, 2013, Vol.64, no.6, pp.581-602.
- [9] Lu, Pin, H. P. Lee, C. Lu, and P. Q. Zhang, "Dynamic properties of flexural beams using a nonlocal elasticity model", *Journal of applied physics*, 2006, Vol.99, no.7, p.073510.
- [10] Lu, Pin, H. P. Lee, C. Lu, and P. Q. Zhang, "Application of nonlocal beam models for carbon nanotubes", *International Journal of Solids and Structures*, 2007, Vol.44, no.16, pp.5289-5300.
- [11] Lee, H., and Chang, W., "Surface effects on frequency analysis of nanotubes using nonlocal Timoshenko beam theory", *Journal of Applied Physics*, 2010, Vol.108, no.9, p.093503.
- [12] Ansari, R., and S. Sahmani, "Bending behavior and buckling of nanobeams including surface stress effects corresponding to different beam theories", *International Journal of Engineering Science*, 2011, Vol.49, no.11, pp.1244-1255.
- [13] Wang, C. M., V. B. C. Tan, and Y. Y. Zhang, "Timoshenko beam model for vibration analysis of multi-walled carbon nanotubes", *Journal of Sound and Vibration* 2006, Vol.294, no.4-5, pp.1060-1072.
- [14] Elishakoff, Isaac, and Demetris Pentaras, "Natural frequencies of carbon nanotubes based on simplified Bresse-Timoshenko theory", *Journal of Computational and Theoretical Nanoscience*, 2009, Vol.6, no.7, pp.1527-1531.
- [15] Behrouz, Saman Jabbari, Omid Rahmani, and S. Amirhossein Hosseini, "On nonlinear forced vibration of nano cantilever-based biosensor via couple stress theory", *Mechanical Systems and Signal Processing*, 2019, Vol.128, pp.19-36.
- [16] Mahmoodi, S. Nima, Mana Afshari, and Nader Jalili, "Nonlinear vibrations of piezoelectric microcantilevers for biologically-induced surface stress sensing", *Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation*, 2008, Vol.13, no.9, pp.1964-1977.
- [17] Eringen, A. Cemal, "On differential equations of nonlocal elasticity and solutions of screw dislocation and surface waves", *Journal of applied physics*, 1983, Vol.54, no.9, pp.4703-4710.
- [18] Amirian, B., R. Hosseini-Ara, and H. Moosavi, "Surface and thermal effects on vibration of embedded alumina nanobeams based on novel Timoshenko beam model", *Applied Mathematics and Mechanics*, 2014, Vol.35, no.7, pp.875-886.
- [19] Reddy, J. N., "Nonlocal theories for bending, buckling and vibration of beams", *International journal of engineering science*, 2007, Vol.45, no.2-8, pp.288-307.
- [20] Elishakoff, Isaac, Noël Challamel, Clément Soret, Yannis Bekel, and Thomas Gomez, "Virus sensor based on single-walled carbon nanotube: improved theory incorporating surface effects", *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 2013, Vol.371, no.1993, pp.20120424.

1. Euler-Bernoulli beam
2. Iijima
3. Lu
4. Timoshenko
5. Lee
6. Chang
7. Wang
8. Elishakoff
9. Couple stress
10. Nonlocal effects
11. Eringen
12. Surface stress
13. Parvoviridae
14. Terahertz
15. Mimivirus
16. Togaviridae
17. Asfarviridae