

# دوازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

12<sup>th</sup> National Congress of  
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senacnf.ir

## کاربرد نانولوله های سیلیکونی در طراحی نانو زیست حسگرهای مکانیکی

رضا حسینی آراء

دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه پیام نور، صندوق پستی ۳۶۹۷-۱۹۳۹۵ تهران، ایران

Email: HosseiniAra@pnu.ac.ir

### چکیده

در این تحقیق یک نانوحسگر زیستی بر پایه نانولوله های سیلیکونی طراحی شد تا بتواند بر اساس تغییرات فرکانس ارتعاشی به تشخیص ویروس های اطراف خود بپردازد. این نانولوله سیلیکونی با شرایط تکیه گاهی دوسر گیردار انتخاب شده است و از یک مدل عددی برای ارزیابی و محاسبه تغییرات فرکانس ارتعاشی آن با توجه به ویروس های جذب شده استفاده گردید. برای افزایش دقت محاسباتی این مدل در مقیاس نانو، اثرهای ناموضعی در ابعاد کوچک و تنش های سطحی نیز در تحلیل ارتعاشات مورد نظر قرار گرفته است. نتایج حاصل از این پژوهش می تواند در طراحی و ساخت نانو حسگرهای زیستی سازگار با محیط زنده جهت تشخیص ویروس ها مورد استفاده قرار گیرد.

### واژه های کلیدی

ارتعاشات، نانولوله سیلیکونی، نانو حسگر زیستی، اثر ناموضعی، تنش های سطحی.

# دوازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

12<sup>th</sup> National Congress of  
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

## ۱. مقدمه

یکی از بزرگترین دستاوردهای بشر در قرن بیستم را شاید بتوان پیدایش فن آوری نانو دانست. امروزه این فن آوری توانسته است پیشرفت های چشم گیری در زمینه های مهندسی و پزشکی ایجاد کند. از کاربردهای مهم این فن آوری، توسعه انواع نانوحسگرها برای فرایندهای تشخیص و شناسایی نانوذرات است. در این زمینه طراحی و ساخت نانوحسگرهای زیستی برای تشخیص عوامل بیماری زا می تواند بسیار مفید باشد [۱]. اساس کار این حسگرها بر پایه جرم و ساختار متفاوت عوامل بیماری زا می باشد چراکه این عوامل دارای اثرهای مکانیکی متفاوتی بر روی نانوحسگر می باشند. یکی از این اثرها، جابجایی فرکانس تشدید نانوحسگرها می باشد. در این راستا نانو لوله های سیلیکونی با توجه به ویژگی های مکانیکی و سازگاری زیستی ویژه ای که دارند، یکی از نانو ساختارهایی هستند که می توانند کاربرد گسترده ای در ساخت نانوحسگرهای زیستی داشته باشند [۲]. در این زمینه برخی محققان نیز به تحلیل ارتعاشات نانو لوله ها با در نظر گرفتن اثرهای ناموضعی در ابعاد نانو پرداختند [۳،۴]. همچنین در تحقیق دیگری، کاربرد نانولوله های سیلیکونی در طراحی نانوحسگرهای بیومکانیکی مورد تحلیل قرار گرفت [۵].

در این پژوهش به کمک یک نانولوله سیلیکونی دوسر گیردار و در نظر گرفتن اثرهای گوناگون در ابعاد نانو، تغییرات فرکانس ارتعاشی تشدید آن بر اساس میزان جرم ویروس مورد نظر، محاسبه می گردد. همچنین با توجه به وجود اثرهای ناموضعی ۱ در ابعاد نانو، باید از تئوری های مدرن به جای کلاسیک استفاده شود. برای این منظور، در این پژوهش از معادلات دیفرانسیلی ناموضعی ارینگن استفاده می شود که طبق آن، تنش در هر نقطه از جسم، نه تنها به کرنش آن نقطه بلکه به کرنش در تمام نقاط جسم بستگی دارد [۶]. این تئوری می تواند با اعمال یک ضریب ناموضعی، مدل های کلاسیک اصلاح شده را ایجاد نماید که قادر به در نظر گرفتن اثرهای اندازه های کوچک می باشد. اثر دیگری که در مقیاس نانو به علت نسبت سطح به حجم بسیار بزرگ ایجاد می شود تحت عنوان اثر تنش های سطحی ۲ می باشد. این اثر می تواند در محاسبات دقیق نانو زیست حسگرها و ارزیابی پاسخ های فرکانسی آن ها بسیار تاثیر گذار باشد [۷]. در ادامه این تحقیق و به منظور تحلیل نانو زیست حسگر سیلیکونی، مدل محاسباتی مورد نظر ارائه می گردد.

## ۲. معادلات حاکم بر ارتعاشات یک نانوحسگر

با توجه به تئوری ناموضعی ارینگن می توان معادله اصلاح شده حاکم بر نانوحسگر مورد نظر را بر اساس مدل تیر اوپلر - برنولی به صورت زیر استخراج نمود [۸]:

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

در این معادله  $E$  مدول یانگ و  $I$  ممان اینرسی سطح مقطع تیر است. به علاوه، پارامتر ناموضعی  $\mu$  برای محاسبه اثر ابعاد کوچک در تئوری ناموضعی از رابطه ی  $\mu = (e_0 l_i)^2$  به دست می آید که در آن،  $e_0$  و  $l_i$  به ترتیب ثابت ماده و طول مشخصه داخلی می باشند. همچنین در این معادله پارامتر  $m$  نمایش دهنده ی جرم تیر و ذرات روی آن می باشد که به صورت زیر تعریف می گردد:

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

که در این رابطه منظور از پارامترهای  $\rho$ ،  $A$  و  $l$  به ترتیب چگالی جرمی، مساحت سطح مقطع و طول نانو حسگر سیلیکونی است. همچنین پارامترهای  $m_b$  و  $n_b$  نشانگر جرم و تعداد ویروس های اضافه شده به نانو زیست حسگر می باشد. در نتیجه معادله حاکم (۱) برای حالت ارتعاشات آزاد یک نانوتیر به شکل زیر ساده سازی می گردد:

<sup>1</sup> Nonlocal effects

<sup>2</sup> Surface stress

# دوازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

12<sup>th</sup> National Congress of  
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

$$\frac{\partial^2}{\partial x^2} \left( -EI \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \right) + \mu m \frac{\partial^4 w}{\partial x^2 \partial t^2} = m \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} \quad (3)$$

آشکار است که پاسخ جابجایی نانوتیر دو سر گیردار در معادله حاکم (۳)، به منظور تحلیل ارتعاشات آزاد را می توان به صورت زیر در نظر گرفت:

$$w(x, t) = \left( 1 - \cos \frac{2n\pi x}{l} \right) e^{i\omega t} \quad (4)$$

که منظور از  $w$  جابجایی نقاط مختلف نانوحسگر سیلیکونی و  $\omega$  فرکانس ارتعاشات آن خواهد بود. همان طور که در رابطه (۴) مشاهده می شود، با توجه به شرایط مرزی دو سر گیردار، خیز و شیب تیر در دو انتهای تیر صفر خواهد بود. اکنون با ترکیب معادلات (۳) و (۴)، پاسخ بسته فرکانس ارتعاشی نانو زیست حسگر سیلیکونی با در نظر گرفتن اثر ناموضعی به شکل رابطه (۵) به دست می آید:

$$\omega = \sqrt{\frac{EI \left( \frac{2n\pi}{l} \right)^4}{m + \mu m \left( \frac{2n\pi}{l} \right)^2}} \quad (5)$$

همان طور که پیشتر نیز گفته شد، دومین اثری که باید در تحلیل ارتعاشات نانوتیرها مورد نظر قرار گیرد، اثر تنش های سطحی در مقیاس نانو می باشد. حال آن که پاسخ ارتعاشی به دست آمده در معادله (۷) در غیاب این اثر می باشد. برای این منظور کافی است در معادله حاکم (۱)، بار گسترده سطحی  $q$  به شکل  $q(x, t) = H \frac{\partial^2 w}{\partial x^2}$  تعریف گردد که در این رابطه،  $H$  پارامتر ثابتی است و با توجه به شکل سطح مقطع دایره ای در نانو لوله های سیلیکونی، به صورت  $H = 2\tau_0 D$  به دست می آید [۷]. همچنین منظور از  $D$  قطر و  $\tau_0$  ثابت تنش سطحی نانو لوله سیلیکونی مورد نظر می باشد. به این ترتیب، با در نظر گرفتن اثر تنش های سطحی در سختی خمشی تیر در معادله (۱)، شکل کامل معادله حاکم بر ارتعاشات یک نانولوله به صورت رابطه (۶) حاصل می شود:

$$\frac{\partial^2}{\partial x^2} \left( -EI^* \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \right) + \mu \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left[ -2\tau_0 D \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + m \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} \right] + 2\tau_0 D \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} = m \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} \quad (6)$$

سختی خمشی موثر در رابطه (۶) با در نظر گرفتن اثر تنش های سطحی به شکل  $EI^* = E \times \frac{\pi D^4}{64} + E^s \times \frac{\pi D^3}{8}$  تعریف می شود و منظور از پارامتر  $E^s$  در این معادله، مدول یانگ سطحی است که به جنس جسم بستگی دارد [۷]. اکنون با ترکیب معادلات (۴)، (۶) و جای گذاری رابطه سختی خمشی موثر، پاسخ بسته و کامل فرکانس ارتعاشی یک نانوحسگر مکانیکی با در نظر گرفتن اثرهای ناموضعی و تنش سطحی به صورت معادله (۷) به دست می آید:

# دوازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

12<sup>th</sup> National Congress of  
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

$$\omega = \sqrt{\frac{\left(\frac{2n\pi}{l}\right)^4 \left(E \times \frac{\pi D^4}{64} + E^s \times \frac{\pi d^3}{8}\right) + \left(\frac{2n\pi}{l}\right)^2 2\tau_0 D \left[1 + \mu \left(\frac{2n\pi}{l}\right)^2\right]}{m \left[1 + \mu \left(\frac{2n\pi}{l}\right)^2\right]}} \quad (7)$$

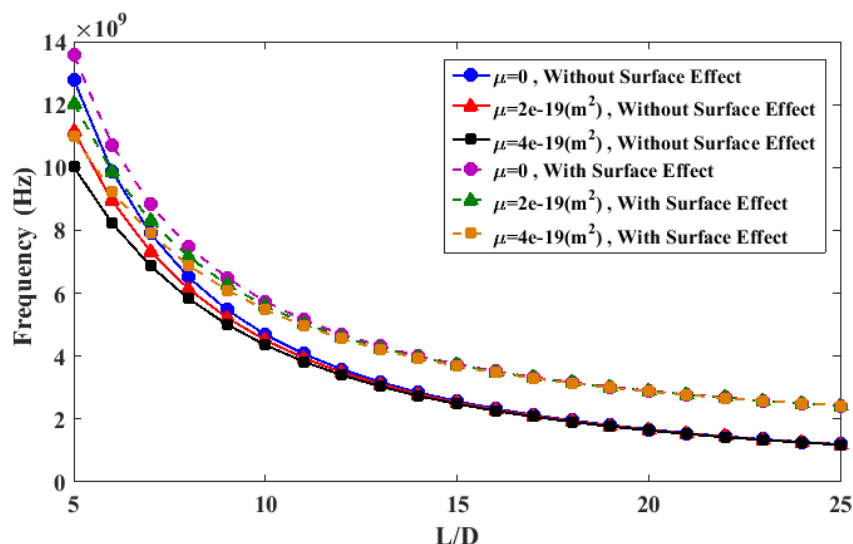
### ۳. نتایج عددی

برای بررسی پاسخهای ارتعاشی نانو زیست حسگر سیلیکونی بر اساس معادله (7) و محاسبه نتایج عددی، ویژگیهای مکانیکی نانو لولههای سیلیکونی به صورت رابطه (8) فرض شده است [8]:

$$D = 1 \times 10^{-9} \text{ (m)}, E = 210 \text{ (GPa)}, E^s = 10.6543 \text{ (N/m)}, \tau_0 = 0.6048 \text{ (N/m)}, \rho = 2370 \text{ (kg/m}^3\text{)} \quad (8)$$

### ۱.۳. اثرهای ناموضعی و تنش سطحی

نخست به بررسی اثرهای سطحی و ناموضعی در فرکانس ارتعاشی نانوحسگر پرداخته می شود. در این تحلیل پاسخها بر اساس تغییرات طول به قطر نانو لوله سیلیکونی به عنوان یک نانوحسگر در شکل (1) مشاهده می شود:



شکل ۱. اثرهای ناموضعی و سطحی بر روی تغییر فرکانس ارتعاشی نانوحسگر سیلیکونی.

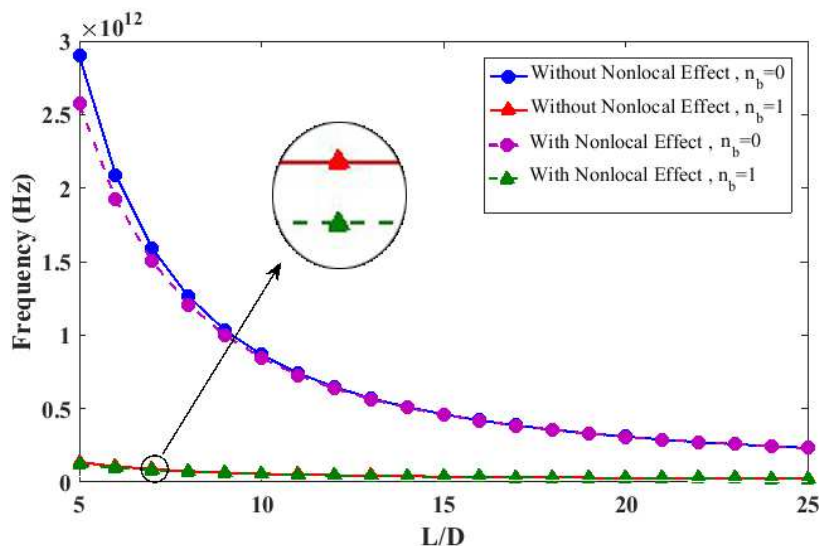
شکل (1) نشان می دهد که با افزایش نسبت ابعادی طول به قطر نانو لوله، فرکانس ارتعاشی کاهش می یابد. همچنین با افزایش مقدار اثر تنشهای سطحی، فرکانس ارتعاشی نیز افزایش می یابد اما با افزایش اثر ناموضعی، این فرکانس کاهش می یابد. در ضمن حالتی که در آن اثر ناموضعی اندازههای کوچک و اثر سطحی صفر فرض شده است، همان حالت کلاسیک تحلیل ارتعاشات یک تیر می باشد و مشاهده می گردد که با در نظر گرفتن اثرهای سطحی و چشم پوشی از اثر اندازههای کوچک، یک حد بالا برای پاسخهای فرکانس ارتعاشی به دست

# دوازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

12<sup>th</sup> National Congress of  
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

خواهد آمد. همچنین تاثیر تنش های سطحی و ناموضعی در فرکانس ارتعاشی نانوحسگر بر حسب تغییر جرم ویروس Parvoviridae با جرم  $m_b = 4.2445 \times 10^{-21}$  (kg) [۹] به عنوان جرم اضافه شده در شکل (۲) بررسی می شود:



شکل ۲. اثرهای ناموضعی بر روی فرکانس ارتعاشی نانوحسگر سیلیکونی در حضور جرم ویروس اضافه شده

شکل (۲) نیز بیان می کند که با افزایش جرم ویروس اضافه شده روی نانو لوله سیلیکونی، فرکانس ارتعاشی کاهش می یابد. همچنین می توان مشاهده نمود که با افزایش مقدار اثر تنش های سطحی، فرکانس ارتعاشی نیز افزایش می یابد. به علاوه در مقایسه با شکل (۱)، اثرهای سطحی تاثیر بیشتری بر روی افزایش فرکانس نانو حسگر داشته اند. علت این پدیده این است که شکل (۱) در غیاب جرم ویروس های اضافه شده بود و به همین علت اثرهای سطحی، تاثیر کمتری بر روی نانو لوله سیلیکونی داشتند اما با اضافه شدن جرم ویروس ها، اثر تنش های سطحی نیز افزایش یافته و باعث افزایش بیشتر فرکانس سیستم شدند.

همچنین همانند شکل (۱) مشاهده می شود که با افزایش ضریب ناموضعی، باز هم فرکانس ارتعاشی نانو حسگر کاهش می یابد. در ضمن با چشم پوشی از اثرهای ناموضعی اندازه های کوچک و اثر سطحی، پاسخ حالت کلاسیک تحلیل ارتعاشات یک نانوتیر ساده به همراه جرم های اضافه شده ویروس ها می باشد و مشاهده می گردد که حد بالای پاسخ فرکانس ارتعاشی نانو حسگر با در نظر گرفتن اثر سطحی و چشم پوشی از اثر اندازه های کوچک، به دست خواهد آمد.

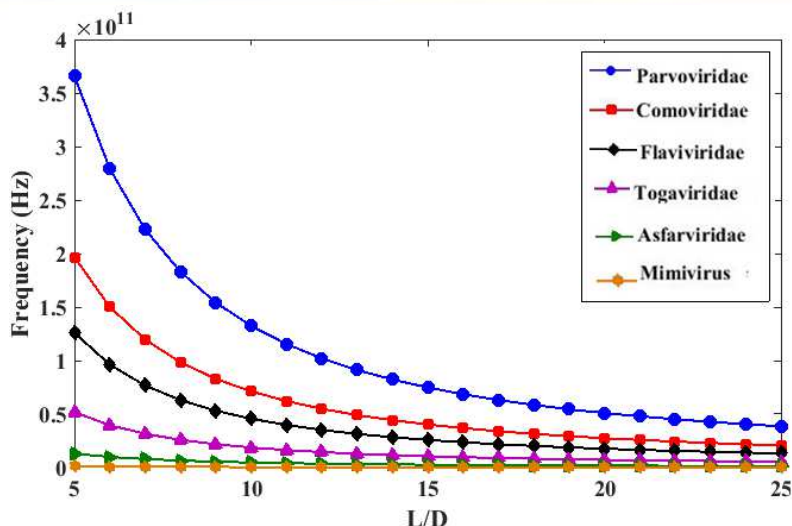
## ۲.۳. تاثیر انواع ویروس ها

در ادامه مقدار فرکانس ارتعاشی نانوحسگر دو سر گیردار از جنس نانولوله سیلیکونی به نحوی محاسبه می شود که بر روی آن ویروس های مختلفی نیز قرار گرفته است. برای این منظور با استفاده از مشخصات فیزیکی شش نوع ویروس مختلف [۹] در شکل (۳)، نتایج عددی استخراج می گردد.

# دوازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

12<sup>th</sup> National Congress of  
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir



شکل ۳. فرکانس ارتعاشی نانوحسگر سیلیکونی بر حسب تغییرات طول به قطر برای ویروس‌های متفاوت

همان طور که مشاهده می‌شود هر چه ویروس جرم بیشتری داشته باشد، فرکانس ارتعاشی نانوحسگر سیلیکونی کمتر می‌شود یعنی برای ویروس نوع Parvoviridae با کمترین جرم، بیشترین فرکانس ارتعاشی و برای ویروس نوع Mimivirus با بیشترین جرم، کمترین فرکانس ارتعاشی به وجود می‌آید. نتیجه دیگری که می‌توان از این نمودار به دست آورد مربوط به تاثیر ابعاد نانوحسگر بر تغییر فرکانس ارتعاشات آن است. در واقع با افزایش نسبت طول به قطر نانولوله سیلیکونی، فرکانس ارتعاشی آن نیز کاهش می‌یابد. همچنین شاید بتوان گفت مهمترین نتیجه این تحلیل در تفاوت معنی دار بین فرکانس‌ها در حضور ویروس‌های مختلف خواهد بود که این تغییرات فرکانس، اساس تشخیص نوع ویروس می‌باشد.

### ۳.۳. محدوده‌ی تغییرات حساسیت

حساسیت به مفهوم تغییرات فرکانس ارتعاشی نسبت به فرکانس ارتعاشی اولیه بدون حضور ویروس روی نانوحسگر می‌باشد که از رابطه‌ی (۹) محاسبه می‌گردد:

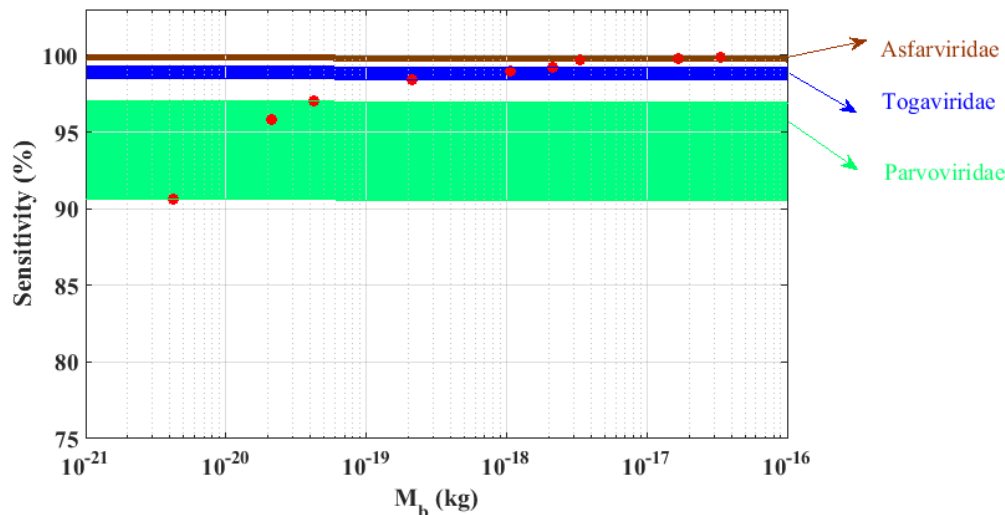
$$S = \frac{\omega_0 - \omega_b}{\omega_0} \times 100 \quad (9)$$



# دوازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

12<sup>th</sup> National Congress of  
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir



شکل ۴. محدوده‌ی تغییرات حساسیت برای ویروس‌های مختلف روی نانوحسگر سیلیکونی

از شکل (۴)، مشخص است که با افزایش جرم ویروس‌ها، حساسیت افزایش پیدا می‌کند. علت این پدیده این است که با افزایش جرم ویروس‌ها، فرکانس ارتعاشی نانوحسگر کاهش می‌یابد. در نتیجه با کاهش فرکانس، اختلاف فرکانس هم کمتر می‌شود و به همین علت حساسیت نانوحسگر سیلیکونی افزایش می‌یابد.

#### ۴. نتیجه‌گیری

نتایج به دست آمده از این پژوهش نشان می‌دهد که با افزایش نسبت طول به قطر نانو لوله سیلیکونی 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. 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. در ادامه نیز نانو زیست حسگر مورد نظر در حضور شش نوع ویروس گوناگون از لحاظ ارتعاشی بررسی شد و مشاهده گردید که برای ویروس نوع پاروویریدانه بیشترین فرکانس ارتعاشی و برای میمی ویروس کمترین فرکانس ارتعاشی را خواهد داشت. این نتایج می‌تواند در طراحی و تحلیل نانوحسگرهای زیستی، شیمیایی و مکانیکی از جنس نانولوله‌های سیلیکونی بسیار مفید باشد و منجر به افزایش دقت و حساسیت آن گردد.

#### منابع

- [1] Hosseini-Ara, R., Mokhtarian, A., Karamrezaei, A.H., Toghraei, D., 2022. Computational analysis of high precision nano-sensors for diagnosis of viruses: Effects of partial antibody layer, *Mathematics and Computers in Simulation*, 192, pp. 384-398.

# دوازدهمین کنگره ملی سراسری فناوریهای نوین در حوزه توسعه پایدار ایران

12<sup>th</sup> National Congress of  
the New Technologies in Sustainable Development of Iran

senaconf.ir

- [۲] رضا حسینی آرا، امیرحسین کرمرضایی، علی مختاریان، ۱۳۹۷. تحلیل و بررسی اثر پوشش کامل لایه جاذب میوسین بر ارتعاشات نانو زیست-حسگرهای سیلیکونی به منظور شناسایی عوامل بیماری‌زا، فصلنامه علمی پژوهشی مهندسی پزشکی زیستی، دوره ۱۲، شماره ۱، صفحات ۴۱-۴۹.
- [3] Amirian, B., Hosseini-Ara, R., Moosavi, H., 2012. Thermal vibration analysis of carbon nanotubes embedded in two-parameter elastic foundation based on nonlocal Timoshenko's beam theory, Archives of Mechanics, 64, pp. 581-602.
- [۴] رضا حسینی آرا، محسن هادی، ۱۳۹۹. طراحی و تحلیل یک نانو زیست حسگر ارتعاشی بر پایه نانولوله کربنی برای تشخیص ویروس ها، نشریه علمی صوت و ارتعاش، دوره ۹، شماره ۱۷، صفحات ۶۹-۸۰.
- [5] Hosseini-Ara, R., Karamrezaei, A.H., Mokhtarian, A., 2020. Exact analysis of antibody-coated silicon biological nano-sensors (SBNSs) to identify viruses and bacteria, Microsystem Technologies, 26, pp. 509-516.
- [6] Eringen, A.C., 1983. On differential equations of nonlocal elasticity and solutions of screw dislocation and surface waves, J. Appl. Phys., 54, pp. 4703-4710.
- [7] Amirian, B., Hosseini-Ara, R., Moosavi, H., 2014. Surface and thermal effects on vibration of embedded alumina Nanobeams based on novel Timoshenko beam model, Appl. Math. Mech. Engl. Ed., pp. 875-886.
- [8] Ghorbanpour Arani, A., Amir, S., Dashti, P., Yousefi, M., 2014. Flow-induced vibration of double bonded visco-CNTs under magnetic fields considering surface effect, Computational Materials Science, 86, pp.144-154.
- [9] Elishakoff, I., Challamel, N., Soret, C., Bekel, Y., Gomez, T., 2013. Virus sensor based on single-walled carbon nanotube: improved theory incorporating surface effects, Phil. Trans. R. Soc. A, 371, pp. 1-14.