

## **Analysis and Investigation of the Effect of Fully Covered Myosin Adsorbate Layer on Vibration of Silicon Nano Bio-Sensors for Detection of Pathogens**

R. Hosseini-Ara<sup>1\*</sup>, A. H. Karamrezaei<sup>2</sup>, A. Mokhtarian<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Payame Noor University, Tehran, Iran

<sup>2</sup> MSc. Student, Department of Mechanical Engineering, Islamic Azad University, Khomeinishahr Branch, Khomeinishahr, Iran

<sup>3</sup> Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Islamic Azad University, Khomeinishahr Branch, Khomeinishahr, Iran

Receipt in the Online Submission System: 30 May 2018, Received in Revised Form: 15 July 2018, Accepted: 18 August 2018

---

### **Abstract**

This study presents a Silicon nano bio-sensor based on modified continuum mechanics model of Euler-Bernoulli beam theory. This cantilever resonant nano-sensor works based on the shift of resonant frequency due to the adsorption of very small particles such as viruses and bacteria. To this end, the surface of nano bio-sensor is impregnated into a biologically active substance such as Myosin as an adsorbate layer. However, most conducted studies have ignored the effects of mass and stiffness of this adsorbate layer and nonlocal parameter, whereas these factors play a major role in changing the resonant frequency at nano-scale and the precision of mechanical nano bio-sensors. By calculating and regarding all of the mentioned effects, in this study a Silicon nano bio-sensor with a full coverage of the adsorbate layer is precisely analyzed. The results show that the calculation of nonlocal effect reduces the resonant frequency of the nano sensor, and this effect cannot be ignored in the nano-scale. It is also observed that considering the effects of the mass and stiffness of the adsorbate layer separately, may not lead to the exact answer, but the result of both of these effects should be taken into account. In fact, simultaneously considering these effects, it reduces the resonant frequency of nano sensor, which can be useful in designing and analyzing mechanical Silicon nano bio-sensors and increasing the accuracy of their detection. Finally, for the purpose of verification assessment, the numerical results were compared with the results of other studies in the full coverage of the myosin adsorbate layer, which showed complete agreement with them.

**Keywords:** *Resonant Nano Bio-Sensor, Pathogenic Agents, Euler-Bernoulli Beam, Myosin Adsorbate Layer, Nonlocal Effect*

---

#### **Corresponding Author**

**Address:** Department of Mechanical Engineering, Payame Noor University, P. O. Box: 19395-3697, Tehran, Iran  
**Tel:** +98-31-33521023  
**Fax:** +98-31-33521802  
**E-mail:** [hosseiniara@pnu.ac.ir](mailto:hosseiniara@pnu.ac.ir)

## تحلیل و بررسی اثر پوشش کامل لایه‌ی جاذب میوسین بر ارتعاشات نانو زیست حسگرهای سیلیکونی به منظور شناسایی عوامل بیماری‌زا

رضا حسینی آراء<sup>۱\*</sup>، امیرحسین کرمرضایی<sup>۲</sup>، علی مختاریان<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> استادیار، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه پیام نور، تهران  
<sup>۲</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خمینی شهر، خمینی شهر  
<sup>۳</sup> استادیار، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خمینی شهر، خمینی شهر

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۷/۳/۹، بازنگری: ۱۳۹۷/۴/۲۴، پذیرش قطعی: ۱۳۹۷/۵/۲۷

### چکیده

در این پژوهش، یک نانو زیست حسگر سیلیکونی بر پایه‌ی مدل مکانیک محیط‌های پیوسته‌ی اصلاح شده‌ی تیر اویلر-برنولی ارائه شده است. اساس کار این نانوحسگر ارتعاشی یک سر گیردار، محاسبه‌ی تغییر فرکانس تشدید به دلیل جذب سطحی ذرات بسیار کوچک مانند ویروس‌ها و باکتری‌ها می‌باشد. برای این منظور، سطح نانو زیست حسگرها را به یک ماده‌ی بیولوژیک مانند میوسین به عنوان لایه‌ی جاذب آغشته می‌کنند. در بیش‌تر تحقیق‌های انجام شده، از اثرهای جرم و سختی این لایه‌ی جاذب و همچنین اثرهای غیرموضعی، چشم‌پوشی شده است. در حالی که این عوامل نقش زیادی در تغییر فرکانس تشدید و دقت نانو زیست حسگرهای مکانیکی در ابعاد نانو دارند. در این پژوهش با محاسبه‌ی تمام اثرهای یاد شده، به بررسی و تحلیل دقیق یک نانو زیست حسگر سیلیکونی با پوشش کامل لایه‌ی جاذب میوسین پرداخته شده است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که محاسبه‌ی اثرهای غیرموضعی باعث کاهش فرکانس ارتعاشی نانوحسگر می‌شود و این اثر در مقیاس نانو قابل چشم‌پوشی نمی‌باشد. همچنین مشاهده گردید که در نظر گرفتن اثرهای جرم و سختی لایه‌ی جاذب، به تنهایی پاسخ دقیقی به همراه ندارد، بلکه برآیند هر دو اثر باید لحاظ شود. در واقع در نظر گرفتن هم‌زمان این اثرها، باعث کاهش فرکانس تشدید نانوحسگر می‌گردد که این مساله می‌تواند در طراحی و تحلیل نانو زیست حسگرهای سیلیکونی مکانیکی و افزایش دقت تشخیص آن‌ها بسیار مفید باشد. همچنین به منظور اعتبارسنجی پژوهش، نتایج عددی به دست آمده با نتایج پژوهش‌های دیگر در حالت پوشش کامل لایه‌ی جاذب میوسین مقایسه گردید که تطابق کامل با آن را نشان داد.

**کلیدواژه‌ها:** نانو زیست حسگر ارتعاشی، عوامل بیماری‌زا، تیر اویلر-برنولی، لایه‌ی جاذب میوسین، اثر غیرموضعی

\* نویسنده مسئول

نشانی: دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران، کد پستی: ۱۹۳۹۵-۳۶۹۷

تلفن: ۰۲۳ ۳۳۵۲۱۰۳۱ (۳۱) ۹۸+

دورنگار: ۰۲ ۳۳۵۲۱۸۰۲ (۳۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: hosseiniara@pnu.ac.ir

## ۱- مقدمه

فناوری نانو، تحولی در تشخیص و درمان بیماری‌های سرطانی، قلبی-عروقی و عفونی ایجاد کرده است. به این منظور، یکی از مهم‌ترین کاربردهای فناوری نانو، نانوحسگرهای مکانیکی هستند که با آن‌ها می‌توان عوامل بیماری‌زا را بر اساس تغییر فرکانس حسگر شناسایی نمود [۱]. در مقیاس میکرو و نانو، پیوندهای قوی بین ساختارها با خواص مکانیکی، الکتریکی و یا شیمیایی وجود دارد که به وسیله‌ی این حساسیت بسیار بالا، ناچیزترین تغییرات مکانیکی نیز قابل تشخیص هستند، به طوری که حد تشخیص آن بسیار بیش‌تر از روش‌های متداول است. در این زمینه، یکی از مهم‌ترین ویژگی‌های قابل محاسبه در تیرها، تغییر فرکانس تشدید می‌باشد و با توجه به این که تیر دارای ابعاد میکرو یا نانو است، حساسیت بسیار بالاتری نسبت به تیر با ساختار ماکرو دارد [۲]، به گونه‌ای که حتی با حضور یک مولکول حیاتی [۳]، یک سلول [۴]، یک ویروس [۵]، یک پروتئین [۶] و یا یک اتم طلا [۷]، فرکانس تشدید تغییر می‌کند. برای این منظور، در نانو زیست‌حسگرها، تیر را به یک ماده‌ی بیولوژیک، به عنوان لایه‌ی جاذب، آغشته می‌کنند که این لایه می‌تواند نوعی آنتی‌بادی باشد [۸، ۹]. از این رو، هنگامی که تیر در معرض محلول یا محیط خاصی قرار بگیرد، مولکول‌های هدف به آن می‌چسبند و با این اتصال، تغییراتی در جرم و سختی تیر ایجاد می‌گردد که این تغییرات نیز به نوبه‌ی خود باعث تغییر شکل و تغییر فرکانس حسگر مورد نظر می‌شود. در این راستا، گوپتا و هم‌کارانش طی پژوهشی به بررسی و تعیین جرم یک ویروس آبله با استفاده از میکرو حسگرها پرداختند که جرمی در حدود ۹/۵ فمتوگرم داشت [۵].

هم‌چنین راموس و هم‌کارانش در پژوهشی روی جذب باکتری ای-کولای<sup>۱</sup> روی میکروتیرهای یک‌سرگردار نشان دادند که جرم اضافه شده، به تنهایی نمی‌تواند دلیل و منشا اصلی این پاسخ حسگر باشد. آزمایش آن‌ها نشان داد که اندازه و تغییرات فرکانس تشدید به توزیع سلول‌های باکتری جذب شده روی تیر وابسته است. در نتیجه، به علت جرم اضافه شده‌ی ناشی از جذب باکتری‌ها، فرکانس تشدید کاهش می‌یابد، در حالی که افزایش فرکانس تشدید را به تاثیر سختی خمشی تیر به دلیل وجود سختی باکتری ربط دادند [۱۰].

تامایو و هم‌کارانش نیز یک مدل نظری برای پیش‌بینی تغییر فرکانس تشدید به دلیل جذب سطحی مولکول‌ها روی

میکرو/نانو تیرهای یک‌سرگردار ارائه دادند. آن‌ها تغییرات فرکانس به دست آمده از تیری با جنس سیلیکون، زمانی که دو جاذب پروتئین میوسین<sup>۲</sup> و آلکاناتیول<sup>۳</sup> به سطح آن متصل شده بود، را محاسبه کردند و نشان دادند که می‌توان اثر سختی لایه‌ی جاذب را با اثر جرم لایه‌ی جاذب مقایسه نمود. در ادامه، آن‌ها دریافتند که هر دو اثر را می‌توان با محدود کردن جذب عوامل خارجی به مناطق تعریف شده در حسگر از هم جدا نمود [۱۱]. چاست و هم‌کارانش به بررسی کاربرد نانوحسگرهای مکانیکی در علوم سطح، مانند انتقال فاز پرداختند [۶]. آن‌ها از یک نانولوله‌ی کربنی با طولی حدود ۱۵۰ نانومتر به عنوان حسگر استفاده نمودند که با فرکانسی نزدیک به ۲ گیگاهرتز ارتعاش می‌کرد و توانستند با بهره‌گیری از حساسیت بسیار بالا، انرژی اتصال یک اتم زنون روی سطح نانولوله‌ی کربنی را اندازه‌گیری نمایند. در بیش‌تر تحقیق‌های انجام شده، عامل این تغییر فرکانس تشدید را تغییر جرم در نظر می‌گرفتند، به گونه‌ای که مکانیزم سنجش تمام حسگرهای میکرو-نانو مکانیکی مورد نظر بر اساس نسبت تغییر فرکانس بر حسب تغییر جرم بوده است [۲-۶]. از طرفی، می‌توان گفت که دانستن جرم ذرات، به تنهایی کافی نمی‌باشد و بینشی بنیادی برای تشخیص آن ایجاد نمی‌کند. به طور کلی، برای شناسایی ویروس و یا باکتری مورد نظر، باید علاوه بر جرم، خواص مکانیکی آن نیز مشخص باشد. اگرچه انتظار می‌رود که با افزایش جرم، فرکانس کاهش پیدا کند، اما در یکی از آزمایش‌های انجام شده، جذب باکتری ای-کولای روی یک حسگر سیلیکونی باعث افزایش فرکانس تشدید شده است. آزمایش انجام شده نشان دهنده‌ی این مطلب است که علاوه بر جرم، پارامترهای مکانیکی دیگری هم‌چون سختی نیز موثر است که باید به طور هم‌زمان بررسی شوند [۱۲]. در این راستا ژانگ و هم‌کارانش نیز به بررسی اثرات کشش و تنش سطحی، بر نتیجه‌ی تغییرات فرکانس میکرو-نانوحسگرها پرداختند [۱۳]. آن‌ها دریافتند که بین کشش سطحی و تنش سطحی، بی‌نهایت ترکیب وجود دارد که می‌تواند باعث تغییر هر یک از فرکانس‌های تشدید شود. در نتیجه، آن‌ها توانستند یک روش تجربی جدید برای تعیین کشش و تنش سطحی به دست آورند. هم‌چنین ژانگ [۱۴] در پژوهش دیگری در سال ۲۰۱۴، به بررسی هر دو پارامتر جرم و سختی برای حسگرهای میکرو و نانو مکانیکی پرداخت، زیرا وی دریافته بود که اگر تاثیر سختی مطرح نشود، پاسخ فرکانس تشدید به اشتباه

<sup>۱</sup> Myosin<sup>۲</sup> Alkanethiol<sup>۳</sup> E-coli

ارتعاشات نانوحسگر در حضور پارامترهای مختلفی هم‌چون اثرهای غیرموضعی، تغییرات جرم و سختی و با چشم‌پوشی از اثرات تنش‌های سطحی و اینرسی دورانی بیان شده است [۱۶].

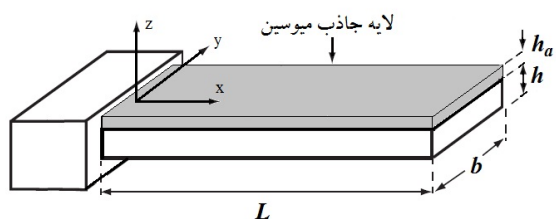
$$(EI + \Delta D) \frac{\partial^4 w}{\partial x^4} + \left(1 - \mu \frac{\partial^2}{\partial x^2}\right) \left[ (\rho A + \Delta m) \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} \right] = 0 \quad (1)$$

در معادله‌ی (۱)،  $w$  خیز تیر در نقاط مختلف دامنه بوده و پارامترهای  $E$ ،  $\rho$  و  $A$  به ترتیب بیان‌گر مدول یانگ، چگالی بر واحد طول و مساحت سطح مقطع تیر می‌باشند. در ضمن، پارامتر  $U$  به عنوان ضریب پواسون و  $\mu$  نشان دهنده‌ی اثر الاستیسیته‌ی غیرموضعی<sup>۲</sup> مربوط به اندازه‌های کوچک تیر می‌باشد [۱۷]. هم‌چنین در این رابطه می‌توان  $\Delta D$  و  $\Delta m$  را به ترتیب تغییر سختی و تغییر جرم نامید که به علت حضور لایه‌ی جاذب به وجود می‌آیند و به صورت رابطه‌ی (۲) تعریف می‌شوند [۱۴]:

$$\Delta D = \left( \frac{b}{12} \right) \frac{E^2 h^4 + E_a^2 h_a^4 + 2EE_a h h_a (2h^2 + 3h h_a + 2h_a^2)}{Eh + E_a h_a} - D \quad (2)$$

$$\Delta m = A_a \rho_a + m_v$$

که در این رابطه،  $E_a$ ،  $\rho_a$  و  $A_a$  به ترتیب مدول یانگ، چگالی بر واحد طول و سطح مقطع لایه‌ی جاذب هستند. هم‌چنین  $m_v$  جرم ماده‌ی جذب شده (عوامل بیماری‌زا) و  $D = EI$  سختی خمشی نانوحسگر می‌باشد.



شکل (۱) - نانوحسگر یک‌سرگیردار به همراه لایه‌ی جاذب میوسین

## ۲-۲- تحلیل معادلات حاکم بر ارتعاشات نانوحسگر

در این قسمت با استفاده از روش جداسازی متغیرها و تعریف مقدار  $w(x,t) = U(x)e^{i\omega t}$  در حل معادله‌ی (۱)، توابع مکان و زمان به شکل معادله‌ی (۳) از هم جدا می‌شوند:

$$e^{i\omega t} \left[ \begin{array}{l} (EI + \Delta D)U^{(4)}(x) - \omega^2(\rho A + \Delta m)U(x) \\ - (\mu\omega^2(\rho A + \Delta m))U^{(2)}(x) \end{array} \right] = 0 \quad (3)$$

تفسیر می‌شود. او برای این منظور، با استفاده از تقریب هندسی، ضخامت‌های مختلفی برای لایه‌ی جاذب در نظر گرفت و دو معادله‌ی مستقل برای دو مجهول سختی و جرم به دست آورد.

اگرچه در این زمینه که دو پارامتر جرم و سختی را مورد بررسی قرار دهند، تحقیقات اندکی انجام شده [۱۰، ۱۵]، اما این پژوهش‌ها بیش‌تر برای میکرو-حسگرها قابل استفاده است، زیرا از اثرهای غیرموضعی<sup>۱</sup> مربوط به اندازه‌های کوچک در این ابعاد و روی حسگر چشم‌پوشی شده است. در واقع چشم‌پوشی از اثرهای غیرموضعی در مقیاس نانو، خود باعث ایجاد خطا و تفسیر اشتباه نتایج در نانوحسگرها می‌گردد. از این رو، در این پژوهش برای تفسیر دقیق‌تر پاسخ ارتعاشی نانوحسگر، علاوه بر محاسبه‌ی اثرهای اندازه‌های کوچک، اثرهای بیش‌تری چون جرم ویروس یا باکتری مورد نظر و لایه‌ی جاذب آن و هم‌چنین سختی حاصل از این افزایش جرم نیز در نظر گرفته می‌شود. سپس معادلات اصلاح‌شده به کمک روش انرژی و بر پایه‌ی مدل تیر اوپلر-برنولی محاسبه می‌شوند و مقایسه‌ای بین تغییر فرکانس ارتعاشی در حالت آزاد با حالتی که جرم عوامل بیماری‌زا مانند ویروس یا باکتری به نانوحسگر متصل شده است، انجام می‌شود.

## ۲- تحلیل ارتعاشات نانوحسگر

### ۲-۱- معادلات حاکم بر ارتعاشات نانوحسگر

در این بخش، به تحلیل ارتعاشی نانو زیست‌حسگرهای سیلیکونی بر پایه‌ی مدل غیرموضعی تیر اوپلر-برنولی پرداخته می‌شود. این مدل برای تیرهای بلند و نازک به کار می‌رود که در آن از تغییرات تنش برشی روی سطح مقطع تیر چشم‌پوشی می‌گردد. در نتیجه، با توجه به مقدار طول، عرض و ضخامت نانوحسگر مورد نظر، این یک فرض منطقی و قابل قبول می‌باشد.

به این منظور، یک نانوتیر یک‌سرگیردار به عنوان نانوحسگر در نظر گرفته شده است که پوشش سراسری سطح آن همانند شکل (۱) با لایه‌ی جاذب مربوط به آنتی‌بادی یک ویروس و یا باکتری خاص می‌باشد. هم‌چنین این شکل، سیستم مختصات مربوط به این مساله را نیز نشان می‌دهد.

همان‌طور که در این شکل مشخص است، پارامترهای  $L$ ،  $b$  و  $h$  همان‌طور که در این شکل مشخص است، پارامترهای  $L$ ،  $b$  و  $h$  به ترتیب طول، عرض، ضخامت نانوحسگر و ضخامت لایه‌ی جاذب میوسین می‌باشند. در رابطه‌ی (۱)، معادله‌ی حاکم بر

<sup>۱</sup> Nonlocal Elasticity

<sup>۲</sup> Nonlocal Effects

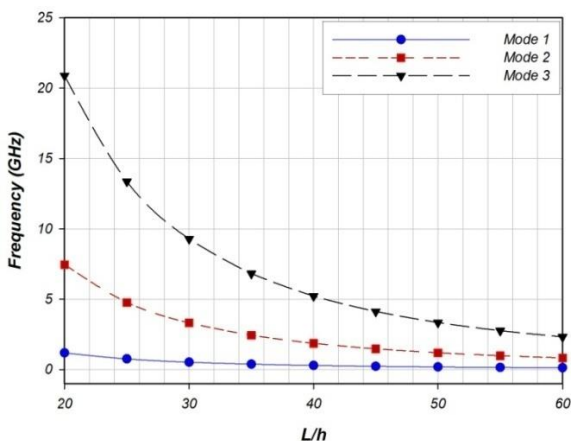
ماتریس ضرایب  $K$ ، می توان مساله‌ی مقادیر ویژه‌ی مورد نظر را تحلیل نمود. برای این منظور با استفاده از روش حل عددی رانگ-کوتای مرتبه‌ی چهار و کد نویسی در نرم افزار متلب، مقدار فرکانس نانو حسگر مورد نظر به دست می آید.

### ۳- نتایج عددی

در این بخش به بررسی و تحلیل ارتعاشی نانو زیست حسگر سیلیکونی با پوشش کامل لایه‌ی جاذب تحت تاثیر پارامترهای مختلفی هم چون اثرهای غیرموضعی و همچنین تغییرات جرم و سختی ناشی از لایه‌ی جاذب پرداخته شده است. به این منظور، نانو حسگر از جنس سیلیکون [۱۸] با مشخصات  $E = 210 \text{ GPa}$ ،  $\rho = 2370 \text{ kg/m}^3$ ،  $\nu = 0.24$ ، با طول  $L = 1 \mu\text{m}$ ، عرض  $b = 200 \text{ nm}$  و ضخامت  $h = 20 \text{ nm}$  در نظر گرفته شده است. هم چنین در این تحلیل، لایه‌ی جاذب از جنس میوسین [۱۴] با مشخصات  $E_a = 0.7 \text{ GPa}$ ،  $\rho_a = 183 \text{ kg/m}^3$  و با ضخامت  $h_a = 2 \text{ nm}$  فرض شده است. تحلیل‌های ارتعاشی نانو حسگر مربوطه در دو حالت بدون لایه‌ی جاذب و با پوشش کامل لایه‌ی جاذب در نظر گرفته شده است.

### ۳-۱- اثرهای غیرموضعی، سختی و جرم لایه‌ی جاذب میوسین

در این قسمت، نخست با چشم پوشی از اثرهای غیرموضعی و جرم ویروس‌های اضافه شده،  $(\mu = m_v = 0)$ ، تنها اثرهای سختی و جرم لایه‌ی جاذب میوسین مورد بررسی قرار گرفته است. در شکل (۲) به بررسی فرکانس سه مود اول بر حسب تغییرات نسبت طول به ضخامت نانو زیست حسگر در پوشش سراسری لایه‌ی جاذب میوسین پرداخته شده است.



شکل (۲) - فرکانس سه مود اول بر حسب نسبت طول به ضخامت با پوشش کامل لایه‌ی جاذب  $(\mu = m_v = 0)$

برای ساده تر شدن معادله‌ی (۳) می توان پارامترهای جدید را به شکل معادله‌ی (۴) در نظر گرفت:

$$\eta_1 = \frac{-\mu\omega^2(\rho A + \Delta m)}{(EI + \Delta D)}, \quad \eta_2 = \frac{\omega^2(\rho A + \Delta m)}{(EI + \Delta D)} \quad (4)$$

پس از جای گذاری پارامترهای تعریف شده در معادله‌ی (۳)، برای برقراری این معادله، می توان معادله‌ی دیفرانسیلی ساده شده‌ی (۵) را چنین به دست می آورد:

$$U^{(4)}(x) - \eta_1 U^{(2)}(x) - \eta_2 U(x) = 0 \quad (5)$$

سیس با حل معادله‌ی همگن (۵)، ثابت‌های پاسخ آن به شکل معادله‌ی (۶) به دست می آید:

$$k_1 = \left( \frac{-\eta_1 + \sqrt{\eta_1^2 + 4\eta_2}}{2} \right)^{\frac{1}{2}}, \quad k_2 = \left( \frac{\eta_1 + \sqrt{\eta_1^2 + 4\eta_2}}{2} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (6)$$

در ادامه، پاسخ مکانی معادله‌ی (۱) به کمک ثابت‌های تعریف شده در معادله‌ی (۶)، به صورت معادله‌ی (۷) فرض می شود:

$$U(x) = A \sin(k_1 x) + B \cos(k_1 x) + C \sinh(k_2 x) + D \cosh(k_2 x), \quad 0 \leq x \leq L \quad (7)$$

که در این رابطه، چهار ثابت مجهول  $A$ ،  $B$ ،  $C$  و  $D$  توسط شرایط مرزی مساله به دست می آیند. با توجه به فرض نانوتیر یک سرگیردار، شرایط مرزی به صورت رابطه‌ی (۸) می باشند:

$$U(0) = 0, \quad \frac{dU}{dx}(0) = 0, \quad \frac{d^2U}{dx^2}(L) = 0, \quad \frac{d^3U}{dx^3}(L) = 0 \quad (8)$$

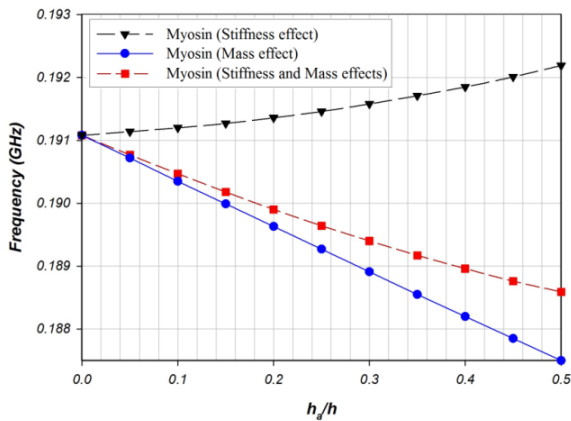
اکنون با ترکیب پاسخ مکانی در معادله‌ی (۷) و چهار شرط مرزی موجود در رابطه‌ی (۸)، مساله‌ی مقادیر ویژه به صورت معادله‌ی (۹) شکل می گیرد:

$$KV = 0 \quad (9)$$

در این رابطه،  $K$  ماتریس ضرایب  $4 \times 4$  می باشد. هم چنین بردار  $V$  با استفاده از ضرایب ثابت مربوط به تابع جابه‌جایی نانوتیر در رابطه‌ی (۷)، به شکل زیر تعریف می گردد:

$$V^T = [A, B, C, D] \quad (10)$$

اکنون با جای گذاری مقادیر  $E$ ،  $b$ ،  $h$ ،  $\rho$ ،  $\mu$ ،  $\nu$ ،  $E_a$ ،  $h_a$  در  $m_v$  معادله‌ی (۹) و مساوی صفر قرار دادن دترمینان



شکل (۴) - فرکانس ارتعاشی نانوحسگر بر حسب نسبت ضخامت لایه‌ی جاذب به ضخامت نانوحسگر

در ادامه، به بررسی ارتعاشات نانوحسگر تحت تاثیر اثر غیرموضعی مربوط به اندازه‌های بسیار کوچک برای پوشش سراسری لایه‌ی جاذب میوسین پرداخته می‌شود. برای این منظور در جدول (۲)، فرکانس تشدید بر حسب تغییرات نسبت ضخامت لایه‌ی جاذب به ضخامت نانو زیست‌حسگر بررسی شده است.

جدول (۲) - تحلیل فرکانس نانوحسگر بر حسب تغییرات پارامتر  $h_a/h$  برای پوشش کامل لایه‌ی جاذب میوسین

$h_a/h$	Frequency (GHz)		
	$\mu = 0$	$\mu = 1 \times 10^{-19}$	$\mu = 2 \times 10^{-19}$
0	0.1900	0.1898	0.1897
0.1	0.1894	0.1892	0.1891
0.2	0.1888	0.1887	0.1885
0.3	0.1883	0.1882	0.1880
0.4	0.1879	0.1877	0.1876
0.5	0.1875	0.1874	0.1872

#### ۴- بحث و بررسی

##### ۴-۱- بررسی نتایج عددی

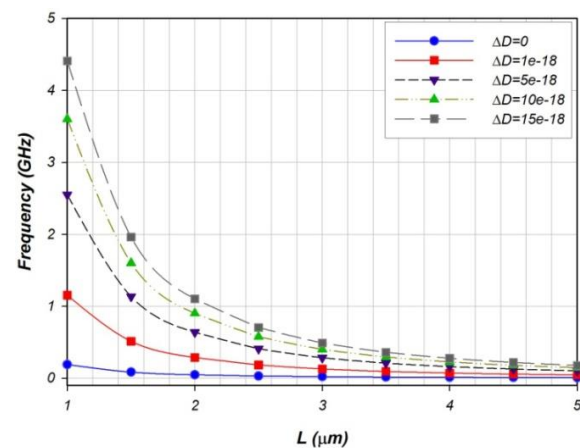
در شکل (۲) مشخص است که با افزایش نسبت طول به ضخامت نانو زیست‌حسگر سیلیکونی، فرکانس کاهش می‌یابد. آشکار است که این پدیده به علت افزایش جرم و کاهش سختی نانوحسگر اتفاق می‌افتد. هم‌چنین نتیجه‌ی دیگر این است که با افزایش مودهای ارتعاشی، فرکانس افزایش می‌یابد. با توجه به جدول (۱)، ستون اول مربوط به حالت نانوحسگر بدون لایه‌ی جاذب و جرم‌های اضافه شده ( $\Delta m = 0$ ) می‌باشد. از نتایج به دست آمده می‌توان نتیجه گرفت که نانوحسگر بدون لایه‌ی جاذب و جرم‌های اضافه شده، دارای بالاترین فرکانس ارتعاشی بوده و بدیهی است که با افزایش تدریجی مقدار  $\Delta m$ ، فرکانس نیز کاهش پیدا کرده است. هم‌چنین با

هم‌چنین در جدول (۱)، با در نظر گرفتن مقادیر مختلف تغییر جرم ناشی از لایه‌ی جاذب و ویروس‌های اضافه شده ( $\Delta m$ ) بر حسب کیلوگرم، تاثیر این پارامتر بررسی شده است.

جدول (۱) - تحلیل فرکانس ارتعاشی نانوحسگر بر حسب طول‌های مختلف نانوحسگر (میکرومتر) برای جرم‌های اضافه شده‌ی متفاوت (کیلوگرم)

L	Frequency (MHz)				
	$\Delta m = 0$	$1 \times 10^{-10}$	$5 \times 10^{-10}$	$10 \times 10^{-10}$	$15 \times 10^{-10}$
1	191.200	56.263	26.081	18.529	15.152
2	47.800	14.066	6.520	4.632	3.788
3	21.244	6.251	2.898	2.059	1.684
4	11.950	3.516	1.630	1.158	0.947
5	7.648	2.250	1.043	0.741	0.606

در ادامه و در شکل (۳)، با قرار دادن مقادیر مختلف برای تغییر سختی ( $\Delta D$ ) که در اثر جرم‌های اضافه شده به وجود می‌آید، تاثیر این پارامتر بر فرکانس نانوحسگر بررسی شده است. در این بررسی فقط اثرات سختی و جرم برای پوشش کامل لایه‌ی جاذب میوسین در نظر گرفته شده است ( $\Delta D$ ) بیان‌گر تغییر سختی ناشی از لایه‌ی جاذب است.



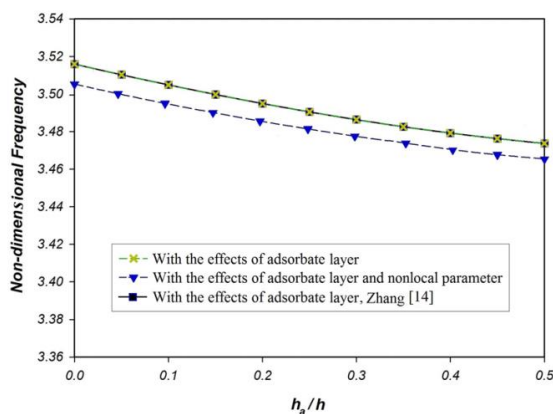
شکل (۳) - تحلیل ارتعاشی بر حسب طول برای  $\Delta D$  های مختلف ( $\mu = m_v = 0$ )

هم‌چنین در شکل (۴) به بررسی نسبت ضخامت لایه‌ی جاذب به ضخامت نانو زیست‌حسگر و تاثیر آن بر فرکانس برای سه حالت مختلف پرداخته شده است. در حالت اول، فقط اثر سختی لایه‌ی جاذب بررسی شده است. در حالت دوم، فقط اثر جرم، پارامتر تاثیرگذار می‌باشد و در حالت سوم، لایه‌ی جاذب با حضور هر دو اثر سختی و جرم نشان داده شده است. هم‌چنین در این بررسی از تاثیر اثرات سطحی و اینرسی دورانی چشم‌پوشی شده است و نانوحسگر تحت پوشش سراسری لایه‌ی جاذب میوسین می‌باشد.

باعث کاهش فرکانس تشدید خواهد شد. هم‌چنین می‌توان مشاهده نمود که بیش‌ترین فرکانس تشدید مربوط به حالتی است که اثر غیرموضعی، صفر لحاظ شود. در مقابل، کم‌ترین فرکانس مربوط به حالتی است که نانو زیست‌حسگر با اثر غیرموضعی  $\mu = 2 \times 10^{-19} (m^2)$  و در بیش‌ترین ضخامت لایه‌ی جاذب میوسین ( $\frac{h_a}{h} = 0.5$ ) می‌باشد. در ضمن مشاهده می‌گردد که با افزایش نسبت ضخامت لایه‌ی جاذب به ضخامت نانو زیست‌حسگر، فرکانس تشدید کاهش می‌یابد. این کاهش فرکانس نیز همان‌طور که پیش‌تر توضیح داده شد، به علت تاثیر هم‌زمان افزایش جرم و سختی نانو حسگر می‌باشد که بر این دو اثر در جهت کاهش فرکانس تشدید خواهد بود.

#### ۴-۲- اعتبارسنجی نتایج عددی

اکنون برای اعتبارسنجی و تایید نتایج عددی به دست آمده از این پژوهش، فرکانس ارتعاشی به دست آمده از نانو حسگر با در نظر گرفتن اثرهای مختلف، با نتایج موجود در پژوهش‌های دیگر مورد مقایسه قرار می‌گیرد. در شکل (۵)، فرکانس ارتعاشی بدون بعد بر حسب تغییرات نسبت ضخامت لایه‌ی جاذب میوسین به ضخامت نانو زیست‌حسگر با نتایج به دست آمده از پژوهش ژانگ [۱۴] مقایسه می‌گردد.



شکل (۵) - اعتبارسنجی نتایج مربوط به فرکانس بدون بعد در مقایسه با نتایج پژوهش ژانگ [۱۴]

همان‌طور که مشاهده می‌شود، در نمودار اول، تنها اثرهای جرم و سختی لایه‌ی جاذب میوسین در فرکانس بدون بعد نانو زیست‌حسگر در نظر گرفته شده و از اثرهای غیرموضعی مربوط به اندازه‌های کوچک چشم‌پوشی شده است. نتایج این حالت با نتایج فرکانس بدون بعد در پژوهش ژانگ [۱۴] تطابق کامل دارد. زیرا در هر دو پژوهش از اثرهای غیرموضعی

افزایش طول نانو حسگر، اثرپذیری این پارامتر کم‌تر شده است. هرچند که با افزایش طول در یک جرم ثابت، به علت افزایش جرم نانو تیر و کاهش سختی آن، فرکانس به سرعت کاهش می‌یابد.

در شکل (۳) می‌توان مشاهده نمود که با افزایش مقدار  $\Delta D$ ، فرکانس تشدید نانو زیست‌حسگر سیلیکونی افزایش می‌یابد که این به علت ارتباط مستقیم تغییر سختی با فرکانس تشدید می‌باشد. هم‌چنین می‌توان مشاهده نمود که در صورت عدم محاسبه‌ی تغییر سختی، مقدار فرکانس تشدید به مقدار کمینه‌ی خود می‌رسد و می‌تواند تفاوت بسیار زیادی با فرکانس تشدید واقعی نانو زیست‌حسگر داشته باشد، که این مساله، لزوم محاسبه‌ی این پارامتر را نشان می‌دهد.

در شکل (۴) فرکانس تشدید بر حسب نسبت ضخامت لایه‌ی جاذب به ضخامت نانو حسگر برای سه حالت مختلف نشان داده شده است. با توجه به شکل می‌توان مشاهده کرد که با افزایش نسبت ضخامت لایه‌ی جاذب به ضخامت نانو حسگر، در حالت دوم و سوم، فرکانس کاهش می‌یابد، اما این روند در حالت دوم با شیب بیش‌تری صورت گرفته است. با این وجود، افزایش همین نسبت برای حالت اول که فقط اثرات سختی وجود دارد، باعث افزایش فرکانس تشدید شده است. پس می‌توان نتیجه گرفت که در نظر گرفتن اثرهای جرم و سختی لایه‌ی جاذب، به تنهایی پاسخ دقیقی ندارد و بر این دو اثر باید لحاظ شود که در مجموع باعث کاهش فرکانس تشدید نانو زیست‌حسگر می‌گردد. در حالی که در تحقیقات انجام شده تنها اثرهای افزایش جرم بدون تاثیر تغییرات سختی نانو حسگر در تغییر فرکانس تشدید مورد بررسی قرار گرفته است که به خودی خود نمی‌تواند پاسخ‌های دقیقی به دست آورد.

همان‌طور که در جدول (۲) مشاهده می‌شود، سطر اول نشان‌گر فرکانس تشدید نانو زیست‌حسگر بدون لایه‌ی جاذب ( $h_a = 0$ ) می‌باشد و با افزایش ضخامت لایه‌ی جاذب، فرکانس تشدید کاهش می‌یابد. این کاهش فرکانس همان‌طور که در شکل (۴) نیز توضیح داده شد، به علت تاثیر هم‌زمان افزایش جرم و سختی نانو حسگر می‌باشد که بر این دو جهت کاهش فرکانس تشدید خواهد بود. هم‌چنین آشکار است که در حالت کلاسیک ( $\mu = 0$ ) از اثرهای غیرموضعی چشم‌پوشی شده است و با افزایش پارامتر غیرموضعی در ستون‌های بعدی، فرکانس تشدید روند کاهشی خواهد داشت. در توجیه‌ی این پدیده نیز می‌توان گفت که افزایش پارامتر غیرموضعی به نوعی منجر به افزایش نرمی سیستم نانو تیر می‌شود و در نتیجه

## ۶- مراجع

- [1] T. P. Burg, S. R. Manalis, "Suspended micro channel resonators for biomolecular detection", *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 83, pp. 2698-2700, 2003.
- [2] R. G. Knobel, "Weighing single atoms with a nanotube", *Nat. Nanotechnol.*, Vol. 3, pp. 525-526, 2008.
- [3] T. P. Burg, M. Godin, S. M. Knudsen, W. Shen, G. Carlson, J. S. Foster, K. Babcock, S. R. Manalis, "Weighing of biomolecules, single cells and single nanoparticles in fluid", *Nature*, Vol. 446, pp. 1066-1069, 2007.
- [4] W. H. Grover, A. K. Bryaan, M. Diez-Silva, S. Suresh, J. M. Higgins, S. R. Manalis, "Measuring single-cell density", *Proc. Natl. Acad. Sci.*, Vol. 108, pp. 10992-10996, 2011.
- [5] A. Gupta, D. Akin, R. Bashir, "Single virus particle mass detection using micro resonator with nanoscale thickness", *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 84, pp. 1976-1978, 2004.
- [6] J. Chaste, A. Eichler, J. Moser, G. Ceballos, R. Rurali, A. Bachtold, "A nano mechanical mass sensor with yoctogram resolution", *Nat. Nanotechnol.*, Vol. 7, pp. 301-304, 2012.
- [7] K. Jensen, K. Kim, A. Zettl, "An atomic-resolution nanomechanical mass sensor", *Nat. Nanotechnol.*, Vol. 3, pp. 533-537, 2008.
- [8] N. V. Lavrik, M. J. Sepaniak, P. G. Datskos, "Cantilever transducers as a platform for chemical and biological sensors", *Rev. Sci. Instrum.*, Vol. 75, pp. 2229-2253, 2004.
- [9] S. Cherian, T. Thundat, "Determination of adsorption-induced variation in the spring constant of a micro cantilever", *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 80, pp. 2219-2221, 2002.
- [10] J. Fritz, M. K. Baller, H. P. Lang, H. Rothuizen, P. Vettiger, E. Meyer, H. J. Gütherodt, Ch. Gerber, J. K. Gimzewski, "Translating biomolecular recognition into Nano mechanics", *Science*, Vol. 288, pp. 36-318, 2000.
- [11] J. Tamayo, D. Ramos, J. Mertens, M. Calleja, "Effect of the adsorbate stiffness on the resonance of microcantilever sensors", *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 89, pp. 104-107, 2006.
- [12] D. Ramos, J. Tamayo, J. Mertens, M. Calleja, A. Zaballos, "Origin of the response of nanomechanical resonators to bacteria adsorption", *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 100, pp. 106-105, 2006.
- [13] Y. Zhang, L. Zhuo, H. Zhao, "Determining the effects of surface elasticity and surface stress by measuring the shifts of resonant frequencies", *Proc. R. Soc. Lond. A*, Vol. 469, pp. 449-469, 2013.
- [14] Y. Zhang, "Detecting the stiffness and mass of biochemical adsorbates by a resonator sensor", *Sens. Actuators B*, Vol. 202, pp. 286-293, 2014.
- [15] F. M. Battiston, J. P. Ramseyer, H. P. Lang, M. K. Baller, Ch. Gerber, J. K. Gimzewski, E. Meyer, H. J. Gütherodt, "A chemical sensor based on a microfabricated cantilever array with simultaneous

چشم‌پوشی شده است و در نتیجه معادلات حاکم بر ارتعاش نانوتیر مورد نظر نیز مشابه یک‌دیگر می‌باشند. اما نمودار دوم مربوط به حالتی است که در آن تمام اثرهای جرم و سختی لایه‌ی جاذب میوسین و همچنین اثرهای غیرموضعی مربوط به اندازه‌های کوچک لحاظ شده است. همان‌طور که پیش‌تر نیز توضیح داده شد، آشکار است که محاسبه‌ی اثرهای غیرموضعی باعث کاهش فرکانس ارتعاشی نانوحسگر می‌شود و این کاهش قابل چشم‌پوشی نمی‌باشد. اگرچه در پژوهش‌های قبلی همواره نادیده گرفته شده است که خود عامل دیگری برای کاهش دقت محاسباتی نانو زیست‌حسگر خواهد بود.

## ۵- نتیجه‌گیری

هدف از انجام این پژوهش، بررسی و به دست آوردن پاسخ‌های دقیق‌تر نانو زیست‌حسگرهای مکانیکی از جنس سیلیکون بود. در این تحلیل، اثرها و پارامترهای بیش‌تری چون اثرهای غیرموضعی، جرم ویروس و لایه‌ی جاذب آن و همچنین سختی حاصل از این افزایش جرم روی فرکانس ارتعاشی حسگر در نظر گرفته شد. سپس مقایسه‌ای بین تغییر فرکانس ارتعاشی در حالت آزاد نانوتیر با حالتی که جرم ویروس و لایه‌ی جاذب به نانوحسگر متصل است، انجام شد. همچنین با توجه به این که نانو زیست‌حسگر در محیط اتاق به تشخیص ویروس و باکتری می‌پردازد، از اثر میدان‌های گرمایی چشم‌پوشی شد. با مقایسه‌ی نتایج به دست آمده از این پژوهش و تحقیقات قبلی، مشخص شد که محاسبه‌ی اثرهای غیرموضعی، باعث کاهش فرکانس ارتعاشی نانوحسگر می‌شود و این کاهش قابل چشم‌پوشی نمی‌باشد. همچنین مشاهده گردید که در نظر گرفتن اثرهای جرم و سختی لایه‌ی جاذب، به تنهایی پاسخ دقیقی ندارند و براینده هر دو اثر باید لحاظ شود که در مجموع باعث کاهش فرکانس تشدید نانو زیست‌حسگر می‌گردد. همچنین مشاهده شد که بیش‌ترین فرکانس نانوحسگر در حالتی که دست می‌آید که اثر غیرموضعی، صفر لحاظ شود. در مقابل، کم‌ترین فرکانس نیز مربوط به حالتی است که نانوحسگر با اثر غیرموضعی  $\mu = 2 \times 10^{-19} (m^2)$  و بیش‌ترین ضخامت لایه‌ی جاذب میوسین در نظر گرفته شود. به منظور اعتبارسنجی محاسبات، نتایج عددی به دست آمده از این پژوهش با نتایج پژوهش ژانگ [۱۴] در حالت پوشش کامل لایه‌ی جاذب میوسین مقایسه گردید که تطابق کامل با آن را نشان داد تا تاییدی بر محاسبات انجام شده باشد.



- [17] J. N. Reddy, "Nonlocal continuum theories of beams for the analysis of carbon nanotubes", *J. Appl. Phys.*, Vol. 103, 023511, pp. 1-16, 2008.
- [18] R. Zhu, E. Pan, P. W. Chung, X. Cai, K. M. Liew, A. Buldum, "Atomistic calculation of elastic moduli in strained silicon", *Semicond. Sci. Technol.*, Vol. 21, 7, 906, 2006.
- resonance-frequency and bending readout", *Sens. Actuators B*, Vol. 77, pp. 122-131, 2001.
- [16] S. Hosseini-Hashemi, M. Fagher, R. Nazemnezhad, "Surface effects on free vibration analysis of nanobeams using nonlocal elasticity: a comparison between Euler-Bernoulli and Timoshenko", *J. Solid Mech.*, Vol. 5, pp. 290-304, 2013.