



## مدل سازی و شبیه سازی دینامیک سه بعدی حرکت نانوذرات بیولوژیکی با استفاده از نانوربات AFM

معین طاهری\*

استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه اراک، اراک، ایران  
\* اراک، صندوق پستی 3815688349، m-taheri@araku.ac.ir

### چکیده

### اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 01 شهریور 1394

پذیرش: 01 آبان 1394

ارائه در سایت: 10 آذر 1394

کلید واژگان:

نانومنیپولیشن

نانوذرات بیولوژیکی

دینامیک سه بعدی

نیرو و زمان بحرانی

میکروسکوپ نیروی اتمی

در نانومنیپولیشن با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی، جهت جابه جایی میکرو/نانوذرات مختلف، محاسبه ی دقیق نیرو و زمان بحرانی منیپولیشن به منظور عدم آسیب دیدن و جابه جایی دقیق میکرو/نانوذرات هدف، امری ضروری می باشد. برای رسیدن به این هدف نیاز به مدل سازی دقیق سینماتیک و دینامیک نانومنیپولیشن می باشد که پیش از این به صورت دوبعدی صورت پذیرفته است. در این مقاله به مدل سازی و شبیه سازی دینامیک سه بعدی نانومنیپولیشن جهت نزدیک تر شدن هرچه بیشتر نتایج مدل سازی به نتایج حاصل از نانومنیپولیشن واقعی پرداخته شده است. برای این منظور با در نظر گرفتن شکل کروی برای میکرو/نانوذرات هدف، ابتدا روابط سینماتیک سه بعدی منیپولیشن استخراج شده است. سپس مدل تماسی جی کآر جهت استفاده در منیپولیشن ارائه شده و معادلات سختی تیرک مستطیلی در سه بعد استخراج شده است. در آخرین مرحله از بخش مدل سازی، دینامیک سه بعدی حرکت میکرو/نانوذرات هدف استخراج شده و معادلات نیرو و زمان بحرانی منیپولیشن به دست آمده است. پس از آن با شبیه سازی معادلات به دست آمده، مقادیر نیرو و زمان بحرانی منیپولیشن سه بعدی برای دو ذره ی بیولوژیکی دی ان ای و پلاکت محاسبه شده است. نتایج به دست آمده بیانگر شروع به حرکت غلتشی ذرات مورد بررسی حول محور  $x$  قبل از غلتش حول محورهای  $y$  و  $z$  و همچنین نیروی بحرانی لازم بیشتر برای جابه جایی ذرات دی ان ای نسبت به پلاکت می باشد.

## 3D-Dynamic modeling and simulation of biological nanoparticle motion using AFM nano-robot

Moein Taheri\*

Department of Mechanical Engineering, Arak University, Arak, Iran.  
\* P.O.B. 38156-8-8349, Arak, Iran, m-taheri@araku.ac.ir

### ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper  
Received 23 August 2015  
Accepted 23 October 2015  
Available Online 01 December 2015

#### Keywords:

Nanomanipulation  
Biological nanoparticle  
3D-Dynamic  
Critical force and time  
Atomic force microscope

### ABSTRACT

In nanomanipulation the use of atomic force microscopy for the displacement of various micro/nanoparticles, calculation of accurate critical force and time of manipulation in order not to damage micro manoparticles and for precise manipulation of them is necessary. To achieve this goal accurate modeling of kinematics and dynamics of a two-dimensional nanomanipulation is required. In this paper, three-dimensional nanomanipulation modeling and simulation dynamic has been done to achieve simulation results closer to those of real nanomanipulation. For this purpose, by taking a spherical shape for micro/nanoparticle, three-dimensional kinematic relations manipulation is extracted. Then, JKR contact model for use in manipulation is provided and rectangular beam stiffness equations are derived in three dimensions. In the final stage of modeling, the dynamics of the three-dimensional micro/nanoparticles to extract force equations and critical time manipulation is obtained. Then the equations obtained by simulation, three-dimensional manipulation amount of force and critical time for both DNA and platelets biological particle are calculated. The results indicate start rolling motion of the particles studied before rolling around on the  $x$ -axis and  $y$  axis and  $z$  as well as the critical need for displacement of particles of the platelet-derived DNA.

### 1- مقدمه

تیرک میکروسکوپ نیروی اتمی با میکرو/نانوذرات هدف و غلبه ی این نیرو بر نیروی اصطکاکی و چسبندگی بین میکرو/نانوذرات هدف و صفحه ی مبنا، جابه جایی ذرات صورت می پذیرد. لحظه ی آغاز حرکت میکرو/نانوذره ی هدف بر روی صفحه ی مبنا از دو جهت اهمیت می یابد. نخست با توجه به این که تا این لحظه ذره به صفحه ی مبنا چسبیده و نسبت به آن حرکتی ندارد، لذا مدت زمان این عدم حرکت

یکی از موارد مهم کاربرد میکروسکوپ نیروی اتمی<sup>1</sup> نانومنیپولیشن و جابه جایی میکرو/نانوذرات مختلف می باشد که در ساخت ابزار و تجهیزات ریزمقیاس و یا جابه جایی میکرو/نانوذرات مختلف از جمله ذرات بیولوژیکی کاربرد دارد. در نانومنیپولیشن، بر اثر نیروی حاصل از تماس نوک سوزن

1- Atomic Force Microscope (AFM)

Please cite this article using:

M. Taheri, 3D-Dynamic modeling and simulation of biological nanoparticle motion using AFM nano-robot, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 12, pp. 311-316, 2015 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

مانند میکروسکوپ نیروی اتمی و انواع آن را شرح می‌دهد. سیتی [10] به بررسی سیستم‌های نانومنیپولیشن پرداخته است. وی بخش‌های اصلی این سیستم‌ها از قبیل نانومنیپولاتور، نانو فیزیک، سنسورها، عملگرها و سیستم کنترلی را با ذکر جزئیات شرح داده است.

با توجه به تاریخچه‌ی ذکر شده، مشاهده می‌گردد که اکثر کارهای گذشته بر پایه تئوری‌های دوبعدی منیپولیشن بوده و کار عمده‌ای جهت مدل‌سازی سه‌بعدی سینماتیک و دینامیک منیپولیشن صورت پذیرفته است. از این‌رو در این مقاله ابتدا در بخش مدل‌سازی به استخراج معادلات سینماتیک سوزن، بررسی مدل تماسی مورد استفاده، استخراج معادلات سختی تیرک و استخراج معادلات دینامیک سه‌بعدی نانومنیپولیشن پرداخته شده و سپس در بخش شبیه‌سازی، شبیه‌سازی سه‌بعدی نانومنیپولیشن صورت پذیرفته است تا نتایج مدل‌سازی حاصل از تئوری هر چه بیشتر به نتایج حاصل از نانومنیپولیشن واقعی نزدیک گردند. در انتهای بخش شبیه‌سازی نیز مقایسه‌ای بین نتایج دوبعدی و سه‌بعدی صورت پذیرفته است.

## 2- مدل‌سازی

### 2-1- بررسی سینماتیک منیپولیشن سه‌بعدی

برای محاسبه‌ی معادلات سینماتیکی تغییر شکل در سوزن و محاسبه‌ی شتاب برای مدل‌سازی سوزن و استخراج نیروهای عمل و عکس‌العمل در سطح تماسی تیپ-نانوذره روابط سینماتیکی مربوط به نقاط  $p$  (محل اتصال انتهای سوزن-تیرک) و  $t$  (محل تماس نوک سوزن-نانوذره در راستای عمق نفوذ ماکزیمم) با توجه به شکل 1 به صورت روابط (1) تا (6) به دست آمده‌اند.

$$x_t = x_s + (R_p + R_t - \delta_t) \cos \varphi \cos \psi \quad (1)$$

$$y_t = y_s + (R_p + R_t - \delta_t) \cos \varphi \sin \psi \quad (2)$$

$$z_t = z_s + (R_p + R_t - \delta_t) \sin \varphi + (R_p - \delta_s) \quad (3)$$

$$x_p = x_s + (R_p + R_t - \delta_t) \cos \varphi \cos \psi + H \sin \alpha \quad (4)$$

$$y_p = y_s + (R_p + R_t - \delta_t) \cos \varphi \sin \psi - H \sin \theta \quad (5)$$

$$z_p = z_s + (R_p + R_t - \delta_t) \sin \varphi + (R_p - \delta_s) + H \cos \alpha \cos \theta \quad (6)$$

با دو بار مشتق‌گیری از روابط 1 تا 6، مقادیر شتاب به صورت روابط (7) تا (12) به دست خواهند آمد:

$$\ddot{x}_t = \ddot{x}_s - \ddot{\delta}_t \cos \varphi \cos \psi \quad (7)$$

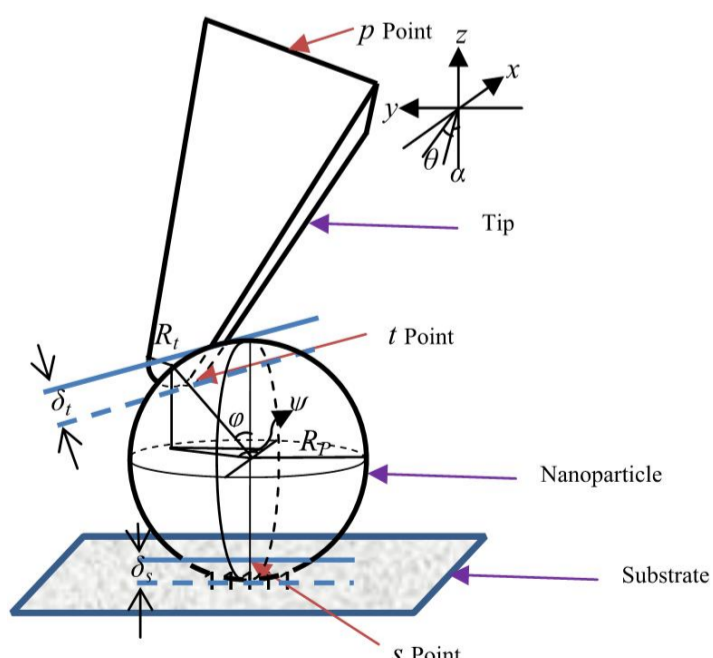


Fig. 1 Schematic of contacts between particles, tip and substrate

شکل 1 شماتیکی از تماس بین ذره، سوزن و صفحه‌ی مبنا

باید مشخص گردد تا بتوان ذره را به طور دقیق تا نقطه‌ی هدف مورد نظر جابه‌جا نمود، که این زمان را زمان بحرانی منیپولیشن می‌نامند. دوم آن‌که نیرویی که در لحظه‌ی آغاز حرکت بر ذره اعمال می‌گردد، بیشینه نیروی عملی بر ذره بوده و لذا محاسبه‌ی دقیق این نیرو به منظور عدم آسیب رسیدن به میکرو/نانوذرات به ویژه در منیپولیشن ذرات بیولوژیکی اهمیت بسزایی داشته که این نیرو را نیز نیروی بحرانی منیپولیشن می‌نامند.

جهت محاسبه‌ی دقیق نیرو و زمان بحرانی منیپولیشن با توجه به هزینه‌های بالای این فرآیند و از آنجا که از طریق انجام کار تجربی این کار مقدور نمی‌باشد، لذا مدل‌سازی و شبیه‌سازی تئوری این فرآیند اهمیت بسیار زیادی یافته که امروزه محققان بسیاری بدان می‌پردازند.

یی و همکارانش [1] یک روش میکرومنیپولیشن بدون تماس همه کاره با استفاده از جریان چرخشی محلی ناشی از چرخش میکروروبات مغناطیسی گروهی در محیط‌های مایع ارائه نموده‌اند. محبوبی و همکارانش [2] با یک سری از شبیه‌سازی‌های دینامیک مولکولی به مطالعه‌ی نفوذ نانولوله‌های کربنی به یک غشاء سلولی تحت سرعت‌های تزریق مختلف پرداخته‌اند.

باباحسینی و همکارانش [3] به کنترل نانومنیپولیشن دوبعدی با استفاده از یک میکروسکوپ نیروی اتمی پرداخته‌اند. کنترل دقیق موقعیت نوک تیرک برای منیپولیشن توسط میکروسکوپ نیروی اتمی بسیار مهم است و اگر نوک تیرک از نانوذرات عبور نماید، می‌تواند موجب شکست فرآیند منیپولیشن گردد. بنابراین، مدل‌سازی دقیق و درک درست نیروهای عملی بر روی نوک تیرک میکروسکوپ نیروی اتمی نقش محوری در این فرآیند دارند. در مدل ارائه شده توسط باباحسینی و همکارانش، از روش لوند-گرونوبل برای مدل‌سازی اصطکاک بین نانوذره و صفحه‌ی مبنا استفاده شده است. این مدل منجر به رفتار لغزشی-غلغشی نانوذرات می‌گردد که مطابق با رفتار تجربی در مقیاس نانو می‌باشد. همچنین نیروی برهم‌کنش درزاگوبین، که شامل فعل و انفعالات همزمان جاذبه و دافعه است، برای مدل‌سازی تماس بین نوک تیرک و نانوذرات به کار رفته است.

کورایم و همکارانش [4] ابتدا به تعریف مسأله‌ی منیپولیشن دوبعدی پرداخته و سپس مدل‌های اصطکاکی مناسب جهت کاربرد در مقیاس میکرو/نانو را ارائه نموده‌اند. آن‌ها همچنین معادلات دینامیکی منیپولیشن دوبعدی نانوذرات را استخراج نموده و نهایتاً معادلات دینامیکی سیستم را با استفاده از مدل‌های اصطکاکی دقیق‌تر شبیه‌سازی نموده و نتایج به دست آمده را با نتایج موجود در تحقیقات قبلی تحلیل و بررسی نموده‌اند. کورایم و همکارانش همچنین [5] به استفاده از مدل مکانیک تماسی جی‌کآر<sup>1</sup> در منیپولیشن نانوذرات دی‌ان‌ای<sup>2</sup> پرداخته‌اند. کورایم و همکارانش [6] به توسعه و مدل‌سازی منیپولیشن دوبعدی در محیط مایع نیز پرداخته‌اند.

کورایم و همکارانش همچنین [7] به توسعه و مدل‌سازی تئوری‌های تماسی الاستیک-پلاستیک جهت نانوباکتری‌های نرم گروهی شکل به منظور کاربرد در منیپولیشن میکرو/نانوذرات زیستی مختلف بر پایه‌ی میکروسکوپ نیروی اتمی پرداخته‌اند. کورایم و همکارانش [8] آنالیز حساسیت مدل‌های اصطکاکی مختلف را نیز در منیپولیشن دوبعدی مورد توجه قرار داده و تأثیر پارامترهای مختلف ابعادی و محیطی بر نیروی بحرانی منیپولیشن دوبعدی را بررسی نموده‌اند.

جلیلی [9] یک نمای کلی از سیستم‌های تیرک نانومکانیکی با کاربردهای آن در تصویربرداری و منیپولیشن سیستم‌های مبتنی بر تیرک،

1 - JKR  
2 - DNA

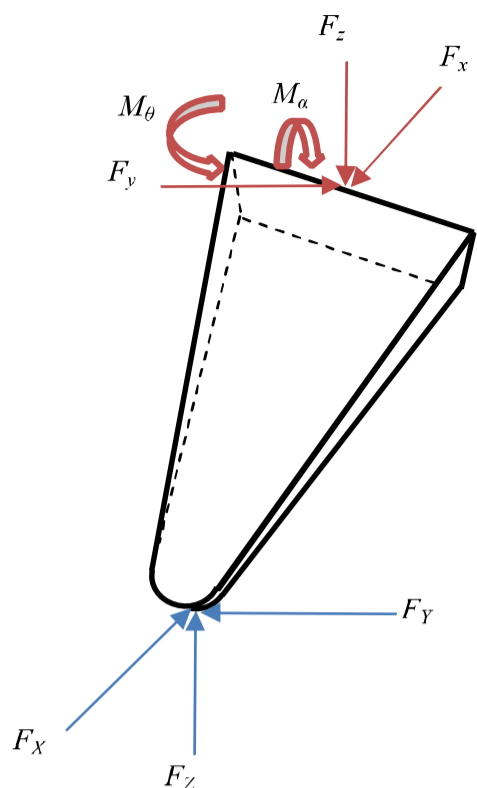


Fig. 2 Free-body diagram of tip

شکل 2 دیاگرام آزاد سوزن

$$F_x = F_x + m(\ddot{x}_s - \ddot{\delta}_t \cos \varphi \cos \psi + \frac{H\ddot{\alpha} \cos \alpha - H\dot{\alpha}^2 \sin \alpha}{2}) \quad (27)$$

$$F_z = F_z \cos^2 \alpha + m \cos^2 \alpha \left( \ddot{z}_s - \ddot{\delta}_t \sin \varphi - \ddot{\delta}_s - \frac{H\ddot{\alpha} \sin \alpha \cos \theta - H(\dot{\theta}^2 + \dot{\alpha}^2) \cos \alpha \cos \theta}{2} - \frac{H\dot{\theta} \cos \alpha \sin \theta}{2} \right) + \left( \frac{I_p \ddot{\alpha} + M_\alpha}{H} \right) \sin \theta + F_x \sin \alpha \cos \alpha \quad (28)$$

$$F_y = F_y \sin^2 \theta + m \sin^2 \theta \left( \ddot{y}_s - \ddot{\delta}_t \cos \varphi \sin \psi + \frac{-H\dot{\theta} \cos \theta + H\dot{\theta}^2 \sin \theta}{2} \right) + \left( \frac{I_p \ddot{\theta} + M_\theta}{H} \right) \cos \theta - F_z \sin \theta \cos \theta \quad (29)$$

### 3- میکرو/نانوذرات هدف

در این بخش به معرفی میکرو/نانوذرات هدف پرداخته شده و دو نوع ذره بیولوژیکی شامل دی‌ان‌ای و پلاکت، به عنوان میکرو/نانوذرات زیستی هدف با توجه به کاربردهای مهم آن‌ها در علوم پزشکی مورد مطالعه قرار گرفته است.

### 3-1- دی‌ان‌ای

مدول الاستیسیتهی دی‌ان‌ای، به عنوان ذره‌ای که تغییر شکلش در جابه‌جایی‌های آزمایشگاهی می‌تواند تأثیر مهمی در نتایج آزمایشات داشته باشد، یکی از خصوصیات مهم به شمار می‌رود، که یی<sup>1</sup> و همکارانش تلاش نمودند تا با استفاده از مود ضربه‌ای میکروسکوپ نیروی اتمی، مدول الاستیسیتهی شعاعی دی‌ان‌ای را به دست آورند [12]. مطالعات نشان داده‌اند که دی‌ان‌ای می‌تواند به صورت یک بسته‌ی کروی در مقیاس نانو در نظر گرفته شود [14,13]. بنابراین برای شبیه‌سازی سلول بیولوژیک در مقیاس نانو در لحظه‌ی تماس، یک بسته‌ی کروی از دی‌ان‌ای در نظر گرفته شده است که شماتیک آن در شکل 3 مشاهده می‌گردد.

$$\dot{y}_t = \dot{y}_s - \dot{\delta}_t \cos \varphi \sin \psi \quad (8)$$

$$\dot{z}_t = \dot{z}_s - \dot{\delta}_t \sin \varphi - \dot{\delta}_s \quad (9)$$

$$\dot{x}_p = \dot{x}_s - \dot{\delta}_t \cos \varphi \cos \psi + H\dot{\alpha} \cos \alpha - H\dot{\alpha}^2 \sin \alpha \quad (10)$$

$$\dot{y}_p = \dot{y}_s - \dot{\delta}_t \cos \varphi \sin \psi - H\dot{\theta} \cos \theta + H\dot{\theta}^2 \sin \theta \quad (11)$$

$$\dot{z}_p = \dot{z}_s - \dot{\delta}_t \sin \varphi - \dot{\delta}_s - H\dot{\alpha} \sin \alpha \cos \theta - H(\dot{\theta}^2 + \dot{\alpha}^2) \cos \alpha \cos \theta - H\dot{\theta} \cos \alpha \sin \theta \quad (12)$$

### 2-2- بررسی مدل تماسی مورد استفاده

با توجه به این‌که مدل تماسی جی‌کآر مدلی مناسب جهت بررسی میکرو/نانوذرات مختلف به‌ویژه ذرات زیستی بوده که چسبندگی موجود را نیز دربر دارد [5, 11]، لذا برای مدل‌سازی ناحیه‌های تماس از این مدل استفاده شده و خواهیم داشت:

برای تماس بین نانوذر و سوزن:

$$a_t = \left[ \frac{R_p R_t}{(R_p + R_t) K} F + 3\pi \frac{R_p R_t}{(R_p + R_t)} \omega + \left( 6\pi \frac{R_p R_t}{(R_p + R_t)} \omega F + \left( 3\pi \frac{R_p R_t}{(R_p + R_t)} \omega \right)^2 \right)^{1/2} \right]^{1/3} \quad (13)$$

$$\delta_t = \frac{(R_p + R_t) a_t^2}{R_p R_t} - \sqrt{\frac{8\pi \omega a_t}{3K}} \quad (14)$$

برای تماس بین نانوذر و صفحه‌ی مبنا:

$$a_s = \left[ \frac{R_p}{K} [F + 3\pi \bar{R} \omega + (6\pi \bar{R} \omega F + (3\pi \bar{R} \omega)^2)^{1/2}] \right]^{1/3} \quad (15)$$

$$\delta_s = \frac{a_s^2}{R_s} - \sqrt{\frac{8\pi \omega a_s}{3K}} \quad (16)$$

### 3-2- بررسی ضرایب سختی تیرک در سه بعد

برای ضرایب سختی تیرک مستطیلی شکل در سه بعد نیز روابط (17) تا (21) استخراج شده‌اند:

$$K_x = \frac{L}{Ewt} \quad (17)$$

$$K_y = \frac{Etw^3}{4L^3} \quad (18)$$

$$K_z = \frac{Ewt^3}{6(1+\nu)L} \quad (19)$$

$$K_\theta = \frac{Ewt^3}{12L} \quad (20)$$

$$K_\alpha = \frac{Ewt^3}{Ewt^3} \quad (21)$$

### 4-2- بررسی دینامیک منیپولیشن سه‌بعدی

جهت استخراج معادلات دینامیک سه‌بعدی با توجه به دیاگرام آزاد سوزن که در شکل 2 نمایش داده شده است، خواهیم داشت:

$$F_x - F_x = m\ddot{x}_G = m \left( \frac{\ddot{x}_p + \ddot{x}_t}{2} \right) \quad (22)$$

$$F_y - F_y = m\ddot{y}_G = m \left( \frac{\ddot{y}_p + \ddot{y}_t}{2} \right) \quad (23)$$

$$F_z - F_z = m\ddot{z}_G = m \left( \frac{\ddot{z}_p + \ddot{z}_t}{2} \right) \quad (24)$$

$$F_y H \cos \theta + F_z H \sin \theta - M_\theta = I_p \ddot{\theta} \quad (25)$$

$$-F_x H \cos \alpha + F_z H \sin \alpha - M_\alpha = I_p \ddot{\alpha} \quad (26)$$

لذا با جایگذاری معادلات شتابی (7) تا (12) برای محاسبه‌ی نیرو خواهیم داشت:



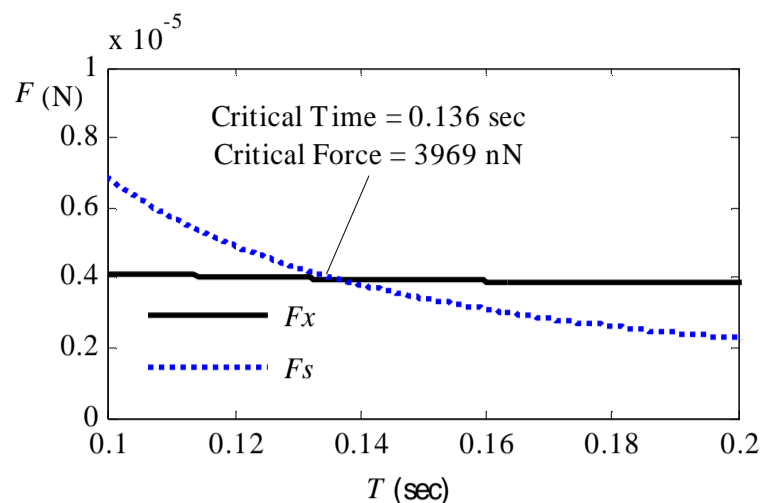


Fig. 4 Rolling critical force and time for DNA particles around the x-axis  
شکل 4 نیرو و زمان بحرانی غلتش ذرات دی‌ان‌ای حول محور x

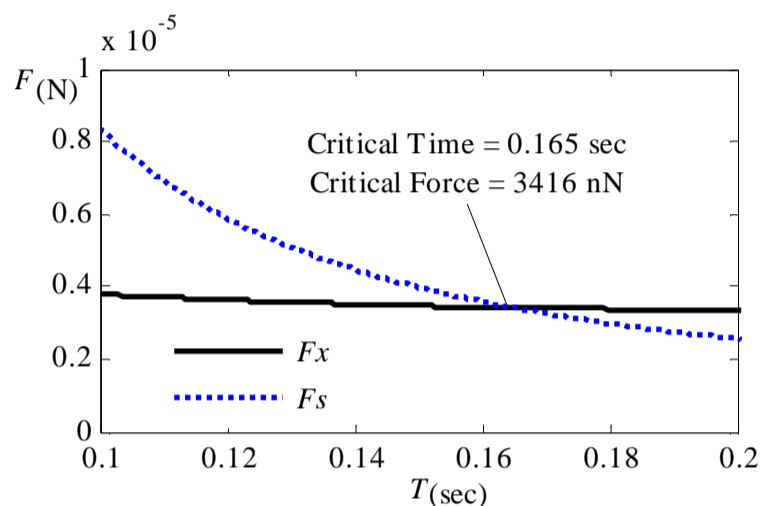


Fig. 5 Rolling critical force and time for Platelet particles around the x-axis  
شکل 5 نیرو و زمان بحرانی غلتش ذرات پلاکت حول محور x

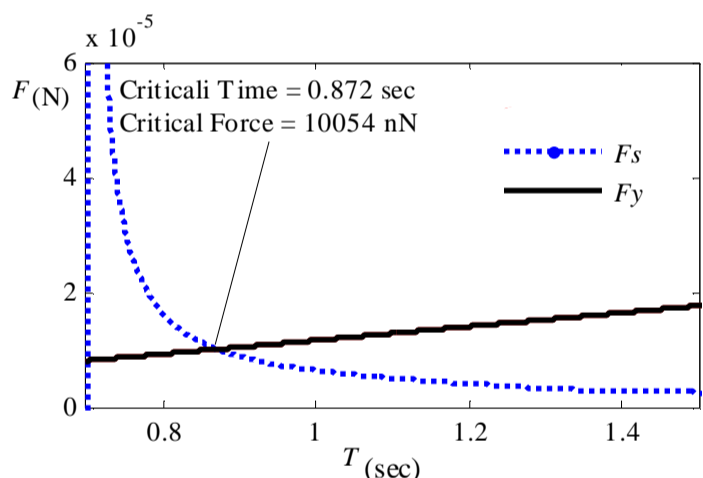


Fig. 6 Rolling critical force and time for DNA particles around the y-axis  
شکل 6 نیرو و زمان بحرانی غلتش ذرات دی‌ان‌ای حول محور y

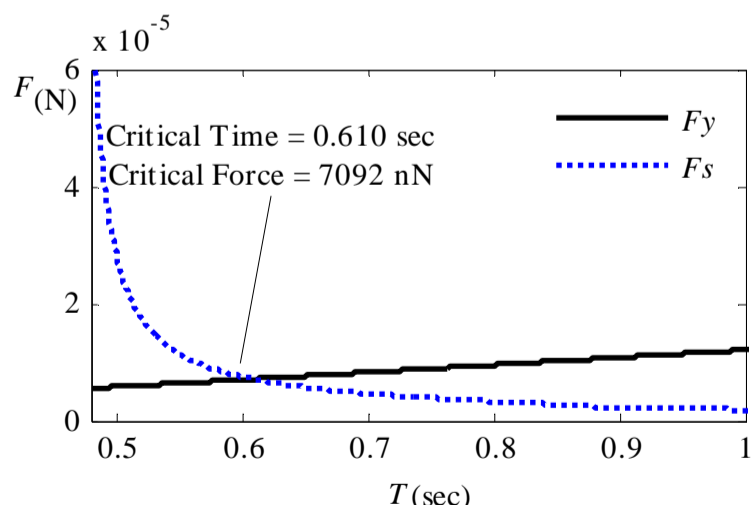


Fig. 7 Rolling critical force and time for Platelet particles around the y-axis  
شکل 7 نیرو و زمان بحرانی غلتش ذرات پلاکت حول محور y

مقایسه‌ی این دو شکل نشان از این امر دارد که ذرات دی‌ان‌ای نسبت به ذرات پلاکت حول محور y تحت تأثیر نیروی بیشتر و در زمان دیرتری شروع به غلتش خواهند نمود.

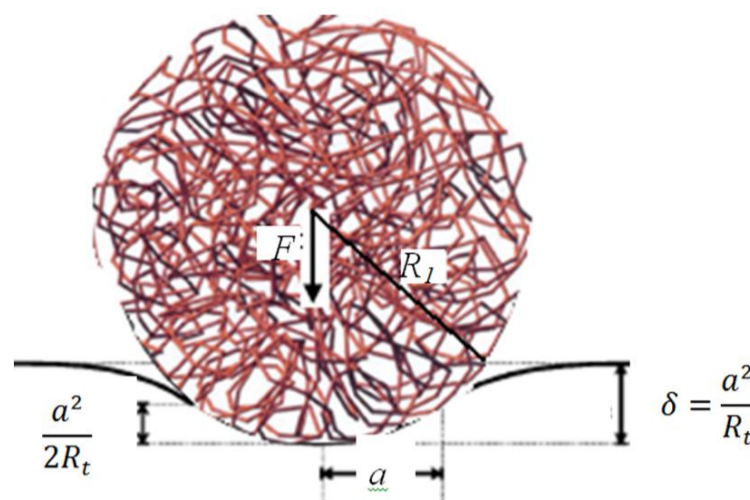


Fig. 3 Schematic of a spherical pack of DNA  
شکل 3 شماتیکی از یک کروی دی‌ان‌ای

### 2-3- پلاکت

علاوه بر کاربردهای وسیع بیومنیپولیشن دی‌ان‌ای به عنوان نانوذرات زیستی، بیومنیپولیشن برخی ذرات زیستی دیگر مانند پلاکت‌ها، سلول‌های بنیادی مغز استخوان، بند ناف و غیره نیز امروزه کاربردهای گسترده‌ای در علم پزشکی و درمان بیماری‌ها خواهد داشت.

پینر<sup>1</sup> و همکارانش [15] به مطالعه‌ی پلاکت نانورس و ناخالصی‌های آن با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی پرداخته‌اند. آن‌ها نتایج یک مطالعه‌ی ورقه‌های تکی رس به ضخامت یک نانومتر توسط میکروسکوپ نیروی اتمی (AFM) را ارائه داده‌اند. رادماچر<sup>2</sup> و همکارانش [16] به اندازه‌گیری خواص ویسکوالاستیک پلاکت بشر با میکروسکوپ نیروی اتمی پرداخته‌اند. لذا در این مقاله به عنوان دومین نوع ذرات بیولوژیکی، به بررسی پلاکت‌ها جهت شبیه‌سازی بیومنیپولیشن آن‌ها پرداخته شده است.

### 4- شبیه‌سازی منیپولیشن سه‌بعدی

در این بخش از مقاله به شبیه‌سازی منیپولیشن سه‌بعدی ذرات مورد بررسی، پرداخته شده و نیرو و زمان بحرانی منیپولیشن محاسبه شده است. برای این منظور با توجه به معادلات دینامیکی استخراج شده، با بهره‌گیری از مدل تماسی جی‌کآر، و با استفاده از ضرایب سختی به دست آمده برای تیرک مستطیلی شکل، به بررسی غلطش نانوذره حول سه محور x، y و z پرداخته شده است.

شکل‌های 4 و 5 نمودار مربوط به غلتش ذرات دی‌ان‌ای و پلاکت حول محور x را نشان می‌دهند. نیروی بحرانی ( $F_{cr}$ ) برای ذرات دی‌ان‌ای و پلاکت به ترتیب برابر با  $3.969 \mu\text{N}$  و  $3.416 \mu\text{N}$  می‌باشد. همچنین زمان بحرانی منیپولیشن ( $T_{cr}$ ) برای ذرات دی‌ان‌ای و پلاکت به ترتیب برابر با  $0.136 \text{ sec}$  و  $0.165 \text{ sec}$  می‌باشد.

مقایسه‌ی نتایج این دو شکل بیانگر این است که ذرات دی‌ان‌ای نسبت به ذرات پلاکت حول محور x سریع‌تر شروع به غلتش و جابه‌جایی نموده ولی برای جابه‌جایی و منیپولیشن ذرات دی‌ان‌ای نسبت به ذرات پلاکت نیروی بیشتری مورد نیاز است.

همچنین در شکل‌های 6 و 7 نمودار مربوط به غلتش ذرات دی‌ان‌ای و پلاکت حول محور y نشان داده شده است. طبق نتایج حاصل از این دو شکل نیروی بحرانی ( $F_{cr}$ ) برای ذرات دی‌ان‌ای و پلاکت به ترتیب برابر با  $10.054 \mu\text{N}$  و  $7.092 \mu\text{N}$  می‌باشد. همچنین زمان بحرانی منیپولیشن ( $T_{cr}$ ) برای ذرات دی‌ان‌ای و پلاکت به ترتیب برابر با  $0.610 \text{ sec}$  و  $0.872 \text{ sec}$  می‌باشد.

1 - Richard D. Piner  
2 - Manfred Radmacher

مود غلتشی ذرات در منیپولیشن سه‌بعدی ذرات، غلتش حول محور  $x$  به عنوان نخستین مود حرکت غلتشی رخ داده و می‌توان از غلتش حول محورهای  $y$  و  $z$  در فاز نخست منیپولیشن و قبل از شروع به حرکت ذرات صرف نظر نمود.

همچنین مقایسه‌ی کلی بین ذرات دی‌ان‌ای و پلاکت حاکی از این امر است که غلتش ذرات دی‌ان‌ای نسبت به پلاکت حول محورهای مختلف نیاز به نیروی بحرانی بیشتری دارد، بدین معنا که جهت جابه‌جایی و منیپولیشن ذرات دی‌ان‌ای نیاز به نیروی بیشتری جهت آغاز به حرکت این ذرات بر روی صفحه‌ی مبنا می‌باشد.

شکل 10 نمودار مربوط به غلتش ذرات دی‌ان‌ای حول محور  $x$  در دو بعد را نشان می‌دهند. نیروی بحرانی ( $F_{cr}$ ) و زمان بحرانی ( $T_{cr}$ ) برای ذرات دی‌ان‌ای در دو بعد به ترتیب برابر با  $3.899 \mu N$  و  $0.113 \text{ sec}$  می‌باشد که در مقایسه با شکل 4 مقادیر کمتری بوده و نشان‌دهنده‌ی افزایش نیرو و زمان بحرانی منیپولیشن در سه بعد نسبت به دو بعد می‌باشد که دلیل آن را می‌توان افزایش سطح تماس دانست.

### 5- نتیجه‌گیری

در این مقاله برای نخستین بار به مدل‌سازی سینماتیکی و دینامیکی منیپولیشن سه‌بعدی ذرات بیولوژیکی پرداخته شده است. برای این منظور پس از مدل‌سازی سینماتیک سه‌بعدی، به بررسی مدل تماسی مناسب و سپس استخراج ضرایب سختی تیرک مستطیل شکل پرداخته شده است. در انتهای بخش مدل‌سازی نیز به استخراج روابط دینامیکی منیپولیشن در سه بعد پرداخته شده است.

پس از مدل‌سازی، به بررسی دو نوع ذره‌ی مهم بیولوژیکی شامل دی‌ان‌ای و پلاکت پرداخته شده و زمان و نیروی بحرانی منیپولیشن این ذرات برای مود غلتشی حول محورهای  $x$ ،  $y$  و  $z$  در بخش شبیه‌سازی محاسبه شده است.

اهم نتایج کلی به دست آمده در این مقاله به شرح زیر است:

- نتایج به دست آمده بیانگر این امر است که غلتش حول محور  $x$  برای ذرات مورد بررسی به عنوان نخستین مود حرکت غلتشی و پیش از غلتش حول محورهای  $y$  و  $z$  رخ خواهد داد.

- مقایسه‌ی بین ذرات دی‌ان‌ای و پلاکت، نشان می‌دهد که نیروی لازم برای جابه‌جایی و منیپولیشن ذرات دی‌ان‌ای نسبت به پلاکت بیشتر می‌باشد.

- نتایج به دست آمده همچنین بیانگر این امر است که زمان بحرانی غلتش حول محور  $x$  برای ذرات دی‌ان‌ای کمتر از ذرات پلاکت می‌باشد.

این مقاله به منیپولیشن سه‌بعدی در محیط هوا پرداخته است ولی در ادامه‌ی کار می‌توان منیپولیشن سه‌بعدی در محیط‌های بیولوژیکی را نیز مورد بررسی قرار داد. همچنین در این مقاله از تیرک مستطیلی استفاده شده است، که در کارهای آتی می‌توان از تیرک‌های خنجری و وی-شکل نیز استفاده نمود.

### 6- فهرست علائم

$a_s$	شعاع نفوذ نانوذره در صفحه‌ی مبنا (m)
$a_t$	شعاع نفوذ نانوذره در سوزن (m)
$E$	مدول الاستیسیته تیرک ( $\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-2}$ )
$F_y$	نیروی اعمالی نوک سوزن در راستای $x$ ( $\text{kgms}^{-2}$ )
$F_Y$	نیروی اعمالی انتهای سوزن در راستای $x$ ( $\text{kgms}^{-2}$ )

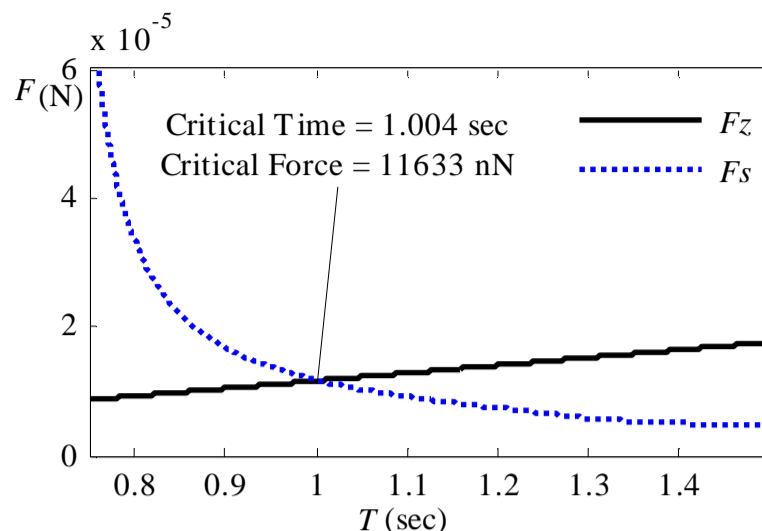


Fig. 8 Rolling critical force and time for DNA particles around the z-axis  
شکل 8 نیرو و زمان بحرانی غلتش ذرات دی‌ان‌ای حول محور  $z$

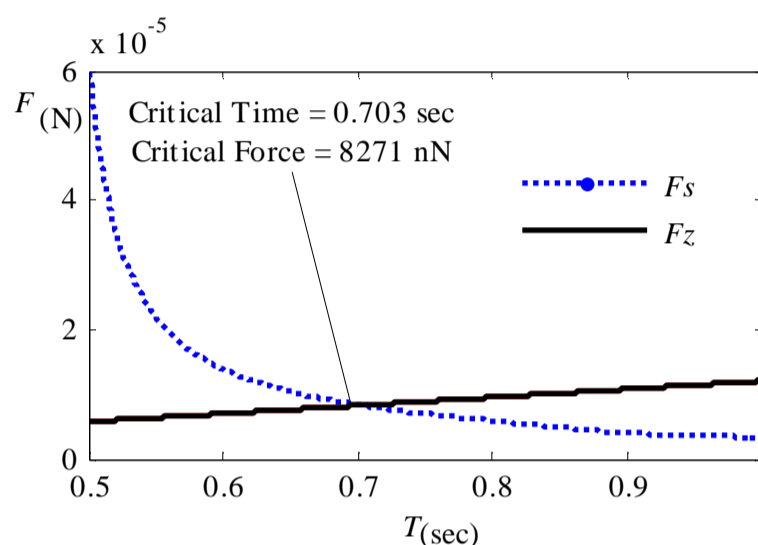


Fig. 9 Rolling critical force and time for Platelet particles around the z-axis  
شکل 9 نیرو و زمان بحرانی غلتش ذرات پلاکت حول محور  $z$

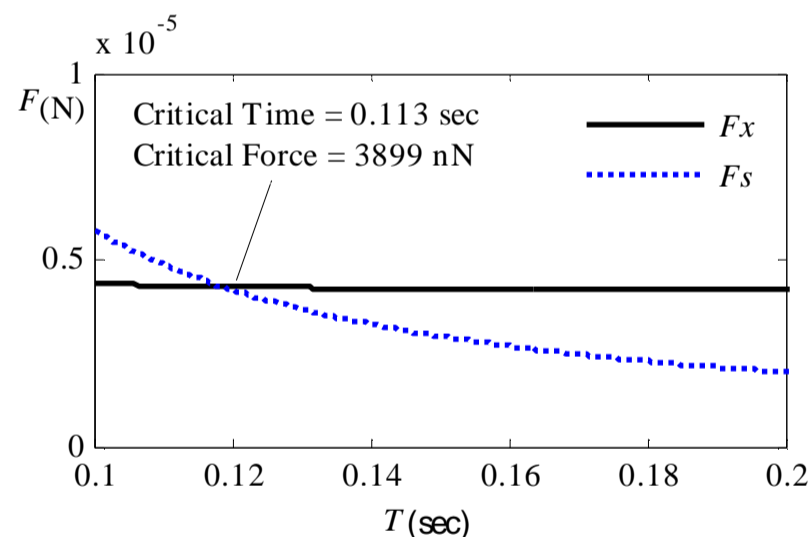


Fig. 10 Rolling critical force and time for DNA particles in 2-D around the x-axis  
شکل 10 نیرو و زمان بحرانی غلتش ذرات دی‌ان‌ای در دو بعد حول محور  $x$

شکل‌های 8 و 9 نیز نمودار مربوط به غلتش ذرات دی‌ان‌ای و پلاکت حول محور  $z$  را نشان می‌دهند. نیروی بحرانی ( $F_{cr}$ ) برای ذرات دی‌ان‌ای و پلاکت به ترتیب برابر با  $11.633 \mu N$  و  $8.271 \mu N$  می‌باشد. همچنین زمان بحرانی منیپولیشن ( $T_{cr}$ ) برای ذرات دی‌ان‌ای و پلاکت به ترتیب برابر با  $1.004 \text{ sec}$  و  $0.703 \text{ sec}$  می‌باشد.

بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که ذرات دی‌ان‌ای حول محور  $z$ ، نیز همانند محور  $y$  با نیروی بیشتر و در زمان بالاتری شروع به غلتش خواهند نمود.

مقایسه‌ی کلی بین شکل‌های 4 تا 9 بیانگر این امر است که چه در مورد ذرات دی‌ان‌ای و چه در مورد ذرات پلاکت مورد بررسی، زمان و نیروی بحرانی غلتش حول محور  $x$  بسیار کمتر از زمان و نیروی بحرانی غلتش حول محورهای  $y$  و  $z$  می‌باشد. لذا می‌توان به صورت کلی نتیجه‌گیری نمود که در

## 8- مراجع

- [1] Z. Ye, C. Edington, A. J. Russell, and M. Sitti, Versatile non-contact micro-manipulation method using rotational flows locally induced by magnetic microrobots, *IEEE/ASME International Conference on In Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, pp. 26-31, 2014.
- [2] S. H. Mahboobi, A. Taheri, A., H. N. Pishkenari, A. Meghdari, and M. Hemmat, Cellular Injection Using Carbon Nanotube: A Molecular Dynamics Study, *Nano*, Vol. 10, No. 2, pp. 1550025-1-11, 2015
- [3] H. Babahosseini, S. H. Mahboobi, M. K. Vakilzadeh, A. Alasty, A., and A. Meghdari, Optimal sliding mode control for atomic force microscope tip positioning during nano-manipulation process, *Scientia Iranica, Transaction F, Nanotechnology*, Vol. 20, No. 6, pp. 2285-2296, 2013.
- [4] M. H. Korayem, M. Taheri, and M. Zakeri, Sensitivity analysis of nanoparticles manipulation based on different friction models, *Applied surface science*, Vol. 258, No. 18, pp. 6713-6722, 2012.
- [5] M. H. Korayem, Z. Rastegar, and M. Taheri. Application of Johnson-Kendall-Roberts model in nanomanipulation of biological cell: air and liquid environment, *Micro & Nano letters*, Vol. 7, No. 6, pp. 576-580, 2012.
- [6] A. H. Korayem, M. Taheri, and M. H. Korayem, Dynamic Modeling and simulation of nano particle motion in different environments using AFM nano -robot, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 1, pp. 294-300, 2015. (in Persian)
- [7] M. H. Korayem, H. Khaksar, R. N. Hefz Abad, M. Taheri, Simulation of soft bacteria contact to be applied in nanomanipulation, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 14, pp. 227-234, 2014. (in Persian)
- [8] M. H. Korayem, M. Taheri, A. H. Korayem, and Z. Rastegar. Sensitivity Analysis of Coulomb and HK Friction Models in 2D AFM-Based Nano-Manipulation: Sobol Method, *International Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, Vol. 11, No. 1, pp. 23-31, 2015.
- [9] N. Jalili, Nanomechanical Cantilever-Based Manipulation for Sensing and Imaging, *Nanorobotics*, Springer, New York, pp. 29-40, 2013.
- [10] M. Sitti, Survey of nanomanipulation systems. In *Nanotechnology, Proceedings of the 2001 1st IEEE Conference on Nanotechnology*, pp. 75-80, 2001.
- [11] M. H. Korayem and M. Taheri, Modeling of various contact theories for the manipulation of different biological micro/nanoparticles based on AFM, *Journal of Nanoparticle Research*, Vol. 16, No. 1, pp. 1- 18, 2014.
- [12] L. Yi, X. C. Shen, J. J. Wang, L. Bao, Zh. Zhang, and D. Pang, Measuring radial Young's modulus of DNA by tapping mode AFM, *Chinese Science Bulletin*, Vol. 52, No. 23, pp. 3189-3192, 2007.
- [13] J. Arsuagaa, R. K. Tan, M. Vazquez, D. W. Sumners, and S. C. Harvey, Investigation of viral DNA packaging using molecular mechanics models, *Biophysical Chemistry*, Vol. 101, No. 1, pp. 475-484, 2002.
- [14] M. H. Korayem, Z. Rastegar, and M. Taheri, Sensitivity analysis of contact mechanics models in manipulation of biological cell, *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, Vol. 2, No. 3, pp. 49-56, 2012.
- [15] R. D. Piner, T. T. Xu, F. T. Fisher, Y. Qiao, and R. S. Ruoff, Atomic Force Microscopy Study of Clay Nanoplatelets and Their Impurities, *Langmuir*, Vol. 19, No. 19, pp. 7995-8001, 2003.
- [16] M. Radmacher, M. Fritz, C. M. Kacher, J. P. Cleveland, and P. K. Hansma, Measuring the Viscoelastic Properties of Human Platelets with the Atomic Force Microscope, *Biophysical Journal*, Vol. 70, No. 1, pp. 556-567, 1996.

$F_y$	نیروی اعمالی نوک سوزن در راستای $y$ ( $\text{kgms}^{-2}$ )
$F_x$	نیروی اعمالی انتهای سوزن در راستای $y$ ( $\text{kgms}^{-2}$ )
$F_z$	نیروی اعمالی انتهای سوزن در راستای $z$ ( $\text{kgms}^{-2}$ )
$F_z$	نیروی اعمالی نوک سوزن در راستای $z$ ( $\text{kgms}^{-2}$ )
$H$	ارتفاع سوزن (m)
$I_p$	ممان اینرسی تیرک حول نقطه ابتدایی ( $\text{m}^4$ )
$K$	مدول الاستیسیته مؤثر ( $\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-2}$ )
$K_x$	سختی تیرک در راستای محور $x$ ( $\text{kgs}^{-2}$ )
$K_y$	سختی تیرک در راستای محور $y$ ( $\text{kgs}^{-2}$ )
$K_z$	سختی تیرک در راستای محور $z$ ( $\text{kgs}^{-2}$ )
$K_\alpha$	سختی پیچشی حول محور $y$ ( $\text{kgm}^2\text{s}^{-2}\text{rad}^{-1}$ )
$K_\theta$	سختی پیچشی حول محور $z$ ( $\text{kgm}^2\text{s}^{-2}\text{rad}^{-1}$ )
$L$	طول تیرک (m)
$M_\alpha$	گشتاور پیچشی تیرک حول محور $y$ ( $\text{kgm}^2\text{s}^{-2}$ )
$M_\theta$	گشتاور پیچشی تیرک حول محور $z$ ( $\text{kgm}^2\text{s}^{-2}$ )
$m$	جرم تیرک (kg)
$R_p$	شعاع نانوذره (m)
$R_t$	شعاع سوزن (m)
$T$	ضخامت تیرک (m)
$w$	عرض تیرک (m)
$x_p$	موقعیت انتهای سوزن در راستای محور $x$ (m)
$x_s$	موقعیت ذره بر صفحه مبنا در راستای محور $x$ (m)
$x_t$	موقعیت نوک سوزن در راستای محور $x$ (m)
$y_p$	موقعیت انتهای سوزن در راستای محور $y$ (m)
$y_s$	موقعیت ذره بر صفحه مبنا در راستای محور $y$ (m)
$y_t$	موقعیت نوک سوزن در راستای محور $y$ (m)
$z_p$	موقعیت انتهای سوزن در راستای محور $z$ (m)
$z_s$	موقعیت ذره بر صفحه مبنا در راستای محور $z$ (m)
$z_t$	موقعیت نوک سوزن در راستای محور $z$ (m)

## علائم یونانی

$\delta_s$	عمق نفوذ نانوذره در صفحه‌ی مبنا (m)
$\delta_t$	عمق نفوذ نانوذره در سوزن (m)
$\Omega$	ضریب چسبندگی ( $\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-1}$ )
$\nu$	ضریب پواسون تیرک

## 7- تقدیر و تشکر

این مقاله با حمایت معاونت پژوهشی دانشگاه اراک و در قالب طرح پژوهشی به شماره قرارداد 94/6377 مورخ 1394/6/15 صورت پذیرفته است.