Mechanics of Advanced and Smart Materials Journal

http://masm.araku.ac.ir

ISSN: 2783-4220

# Using Sliding Mode Nonlinear Control Method to Model Nanomanipulation Process using Atomic Force Microscope

**Zohreh Moradi [a*], Mohsen Shafieirad [a], Alireza Faraji [a]**

[a] Department of Electrical and Computer Engineering, University of Kashan, Kashan, Iran

Original Article

Use your device to scan and read the article online

**Citation:** Moradi Z, Shafieirad M, Faraji A. Using Sliding Mode Nonlinear Control Method to Model Nanomanipulation Process using Atomic Force Microscope. Mechanics of Advanced and Smart Materials. 2026;5(4):590-618.

10.61186/masm.2026.2073922.1171

KEYWORDS

Sliding Mode,
Nonlinear Control Method,
Nanomanipulation,
Atomic Force Microscope.

ABSTRACT

Recent advances in nanotechnology have highlighted the need for accurate and stable methods for manipulating biological and non-biological particles. Among the available techniques, atomic force microscopy (AFM) is considered a key tool due to its high capability in establishing controlled contact and measuring extremely small displacements. Nevertheless, maintaining stable contact between the AFM tip and the particle while preventing undesired slip—particularly when dealing with complex geometries—remains a significant challenge. In this study, a dynamic modeling framework combined with a sliding mode control strategy is proposed to enhance AFM performance during the manipulation process. Simulation results demonstrate that the designed controller can maintain both the position and orientation of the AFM tip with high precision. An investigation of three particle geometries, namely spherical, cylindrical, and chamfered cylindrical particles, revealed that slip increases as surface complexity becomes greater. Slip was uniformly quantified in this work based on a sliding surface criterion, indicating that spherical particles exhibit the lowest slip (3.4%), whereas chamfered cylindrical particles show the highest slip (4.8%). Furthermore, a comparison among three cantilever configurations showed that the V-shaped cantilever provides the best performance, exhibiting the lowest slip (2.1%) along with a substantial reduction in angular oscillations. These findings indicate that the integration of accurate dynamic modeling with sliding mode control offers an effective solution for advancing AFM-based manipulation systems and expanding their applications in biological sciences and tissue engineering.

## Extended Abstract

### 1. Introduction

Recent advances in nanotechnology have increased the demand for precise and reliable methods for manipulating particles at the micro- and nanoscale. The atomic force microscope (AFM), due to its ability to establish controlled contact with particles and to record extremely small displacements, is recognized as one of the primary tools in this field. However, ensuring stable contact between the probe tip and the particles, especially in biological environments and liquids with varying properties, remains a major challenge. In the study by Mohammadi et al., considering the importance of dynamic modeling for the displacement of biological particles, manipulation in liquid environments was investigated. By optimizing the nanoneedle length and accounting for bending, stress analysis, the JKR theory, and liquid forces, the critical slip conditions were simulated and compared with previous results [1].

* Corresponding author.
E-mail address: zohreh.moradi@grad.kashanu.ac.ir
DOI: 10.61186/masm.2026.2073922.1171
Received: October 11, 2025; Received in revised form: January 08, 2026; Accepted: January 29, 2026.
© Author

In another work, Korayem et a. [2] performed dynamic simulations to determine the critical force and time of motion for gold nanoparticles, yeast, and platelets in different environments. Vertical positioning control and continuous probe–particle contact were also addressed in their study.

In this research, an algorithm based on a combination of sliding mode control and backstepping was introduced to suppress chaotic behavior in AFM systems. Simulation results demonstrated its effectiveness in stabilizing unstable orbits and eliminating chaotic motion in various AFM modes.

By growing importance of nanomanipulation in confined environments, Korayem and Esmailzadeh [4] reformulated and analyzed an AFM model considering different types of probes. Their simulations showed that a neural network-based sliding mode control approach, with parameter optimization, reduced rise time and minimized overshoot. In another work, Korayem et al. [5] applied an adaptive fuzzy sliding mode control (AFSMC) strategy to regulate nanomanipulation in three aspects: probe–surface distance, substrate, and AFM probe. Comparative results with earlier methods confirmed the high accuracy of the proposed approach, and differences in overshoot and response time were reported between elliptical and cubic geometries.

Zhang et al. [6] proposed a novel approach for high-resolution nanomanipulation by combining microlens with the AFM probe, enabling simultaneous imaging with a resolution of 80 nm. Their findings showed that this technique allows concurrent observation and manipulation of samples, particularly biological specimens.

Yuan et al. [7] introduced an innovative method to reduce spatial uncertainty in AFM tip positioning during nanomanipulation. In this method, the AFM tip acts as a sensor and estimates its position in the workspace by locally scanning reference points on the sample surface. The observation model and its parameters were calibrated through statistical experiments, and both simulations and experiments demonstrated improved AFM tip accuracy.

Further enhancing AFM capabilities, Li and colleagues [8] developed an augmented reality system for AFM to overcome the lack of real-time visual feedback during nanomanipulation. By updating AFM images based on real-time force data, the system provides simultaneous visual and force feedback. This enables the operator to both sense interaction between forces and observe nanoscale changes live.

Using molecular dynamics simulations, Korayem et al. [9] studied AFM-based nanomanipulation of biological particles including viruses, proteins, and ssDNA. The main objective was to investigate the effect of substrate type on the forces applied to particles and to assess the likelihood of damage. Three substrates—silicon, graphene, and gold—were selected due to their wide applications and low interactions with other materials. Results indicated that the highest manipulation forces and damage probability occurred on the gold substrate.

Over the past decades, AFM has been widely used in biomedical, bioengineering, and pharmaceutical research due to its ability to characterize biological samples in native environments with high spatial resolution. A recent review highlighted AFM's potential for probing the biomechanical properties of biological samples at molecular, cellular, and tissue scales. The review discussed the fundamental principles of AFM, theoretical models for determining elasticity and viscosity of biomaterials, and recent experimental findings in biomechanical analysis [10].

Altinz et al. [11], in their review, emphasized that AFM-based methods represent one of the most advanced nanoscale tools for studying and designing bio interfaces. In addition to high-resolution imaging of tissues, cells, membranes, proteins, and bio-synthetic materials, AFM force spectroscopy enables precise measurement of mechanical, chemical, electrical, and biological properties. The integration of imaging and spectroscopy in AFM makes structural mapping and three-dimensional manipulation at the molecular scale possible, thereby opening new horizons in the analysis and engineering of bio interfaces.

Another review focused on methodological advances such as bioconjugation, sample fixation, AFM tip functionalization, measurement of dynamic force spectra, molecular recognition imaging, and theoretical modeling. These developments have improved understanding of AFM-FS principles and provided a clear outlook for its future applications compared with other nanotechnologies [12].

AFM is a powerful tool for nanoscale mechanical characterization of biological samples. However, reported Young's modulus values for similar samples often vary significantly across studies. Common errors include inaccurate AFM tip geometry, improper data range selection for elastic response, viscoelastic effects of samples, sample shape, and substrate influence. Kontomaris et al. showed that proper force–indentation curve processing can easily reduce such errors, leading to more reliable biomechanical measurements [13]. In another study, Kontomaris et al. [14] proposed a novel method for three-dimensional (3D) mechanical characterization of samples

based on average Young's modulus and AFM indentation. This method reveals lateral heterogeneity and depth-dependent behavior of mechanical properties and was applied to samples such as agarose gels, fibroblasts, and breast cancer cells.

Khalili et al. [15]. investigated the manipulation of DNA nanoparticles using atomic force microscopy (AFM) based on a finite element approach incorporating contact mechanics theories. Their results showed that, among the considered contact models, the Hertz model predicted the smallest deformation, whereas the Johnson–Kendall–Roberts (JKR) model yielded the largest deformation and penetration depth between the target particle and the spherical AFM tip. Moreover, increasing the inclination angle of the AFM tip relative to the $z$-axis led to a reduction in both penetration depth and deformation at the particle–substrate interface. The variations of the studied parameters were evaluated for a manipulation displacement of 20 μm over a time duration of 20 ms during the DNA manipulation process.

Zeinaly Zad and Korayem [16]. Performed a sensitivity analysis of frictional contact models for biological particles interacting with a rough surface in a liquid environment using the E-FAST method. They examined the influence of various parameters on the Hertz, JKR, and Derjaguin–Muller–Toporov (DMT) contact models. To this end, the E-FAST statistical sensitivity analysis method, known for its computational efficiency, was employed to assess the effects of different input parameters. The investigated inputs included tip radius, particle volume, elastic modulus of the tip, elastic modulus of the particle, Poisson's ratio of the tip, and Poisson's ratio of the particle, while penetration depth and contact force were considered as output parameters. The results indicated that particle volume and tip radius have the most significant influence on both contact force and penetration depth in the considered contact models.

In another study, atomic force microscopy (AFM) was employed to investigate the mechanical differences between stem cells and bone cancer cells. The results demonstrated that cancer cells exhibit a lower elastic modulus, which increases over time following chemical and plasma treatments. In addition, an increase in sample stiffness led to a corresponding rise in the resonance frequency of the AFM cantilever, and a good agreement between numerical simulations and experimental measurements was reported [17].

The mechanical properties of normal and cancerous skin cells have also been examined using atomic force microscopy. The findings revealed that cancer cells show a significant reduction in elastic modulus along with a pronounced increase in adhesion compared to normal cells. Furthermore, cancer cells exhibited a greater cell height than their healthy counterparts, highlighting the crucial role of alterations in mechanical and morphological properties as effective indicators in the onset and progression of skin cancer [18].

One of the most effective strategies for ensuring stability and reducing uncertainties is the use of sliding mode control (SMC). This method minimizes the system's sensitivity to environmental changes while enabling accurate trajectory tracking. In this work, the behavior of the AFM tip in interaction with spherical, cylindrical, and Chamfered Cylindrical Particle particles was studied, and the performance of three different cantilever types (rectangular, dagger-shaped, and V-shaped) was compared under manipulation conditions.

## 2. Modeling and formulation

### 2.1. Sliding Mode Control and Controller Design

The nonlinear system under consideration can be represented by Equation (1), where $\boldsymbol{x}(t) = [q, \dot{q}, \dots, q^{(n-1)}]^T$ denotes the state vector and $u(t)$ represents the control signal. The functions $b(\mathbf{x}(t))$ and $f(\mathbf{x}(t))$ correspond to the intrinsic system dynamics and the input coefficients, respectively. It is assumed that these functions are continuous and bounded within a specified domain

$$x^{(n)}(t) = f(\boldsymbol{x}(t)) + b(\boldsymbol{x}(t))u(t), \tag{1}$$

For the controller design, the sliding surface is defined according to Equation (2). In this relation, $\lambda$ is a constant whose order is selected in accordance with the order of the system. Accordingly, when the system lies on this surface, the error dynamics will be stably controlled.

In Equation (3), the function $q(t)$ represents the desired state, and $q_{des}(t)$ denotes the reference velocity. Accordingly, the sliding surface incorporates the difference between the actual state and the desired trajectory along with its derivatives, enabling the controller to drive the system behavior toward the intended path.

$$s(\boldsymbol{x}(t), t) = (\frac{d}{dt} + \lambda)^{(n-1)}\tilde{q}(t), \tag{2}$$

$$\tilde{q}(t) = q(t) - q_{des}(t), \tag{3}$$

To analyze stability, the Lyapunov function defined in Equation (4) is employed. This function is always positive and therefore serves as a suitable criterion for stability analysis. By differentiating it and substituting the sliding conditions, Equation (5) is obtained. This relation shows that $\dot{V}$ is negative definite, and consequently, the sliding surface will remain stable.

$$V = \frac{1}{2} s_i^2(x(t)) \tag{4}$$

$$\dot{V} < 0 \Rightarrow \dot{V} = s_i(x(t))\dot{s}_i(x(t)) \leq -\eta |s_i(x(t))|. \tag{5}$$

In the following, it is assumed that only a subset of the system states is measurable, while the remaining variables must be estimated. Therefore, the state vector is defined according to Equation (6), which includes the set of accessible variables.

$$\tilde{x}(t) = [\tilde{x}, \dot{\tilde{x}}, \ddot{\tilde{x}}, \cdots, \tilde{x}^{(n-1)}]^T. \tag{6}$$

Based on this assumption, the dynamic equation of the system can be reformulated as given in Equation (7). In this representation, the nonlinear dynamics and the input coefficients are explicitly separated, which facilitates controller design.

$$\dot{x}(t) = f(x(t)) + B(x(t))u(t) = \begin{bmatrix} \dot{q}_{n\times 1} \\ f_m(x(t)) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ B_m(x(t)) \end{bmatrix} u(t) \tag{7}$$

For simplification of the controller design, the state estimation error is defined according to Equation (8). By selecting an appropriate function for this error, Equation (9) is then obtained, which describes the error dynamics.

$$s(x(t)) = \dot{\tilde{x}}(t) + \lambda \tilde{x}(t) \tag{8}$$

$$\tilde{x}(t) = [x - x_{des}]^T; \dot{\tilde{x}}(t) = [\dot{x} - \dot{x}_{des}]^T \tag{9}$$

Finally, the proposed control law is presented in Equation (10). This law consists of two main components: one that operates based on the uncertain system model, and another that is added to ensure stability and error convergence. In this way, it can be guaranteed that the state variables reach the sliding surface within a finite time and remain on it thereafter.

$$\dot{s}(x(t)) = \ddot{\tilde{x}}(t) + \lambda \dot{\tilde{x}}(t) = \hat{f}_m(x(t)) + \hat{B}_m(x(t))\hat{u}(t) - \ddot{x}_{des}(t) + \lambda \dot{\tilde{x}}(t) = 0 \tag{10}$$

$$\hat{u}(t) = \hat{B}_m^{-1}(x(t))[-\hat{f}_m(x(t)) + \ddot{x}_{des}(t) - \lambda \dot{\tilde{x}}(t)] \tag{11}$$

Internal couplings and external interactions can have a significant impact on system behavior. These effects are typically modeled as uncertain forces, as expressed in Equation (11). In this relation, unmodeled dynamic terms and forces arising from external disturbances are introduced. To ensure stable controller performance, it is assumed that these uncertainties are bound, and the inequality in Equation (12) is used to specify these bounds.

$$\left|\hat{f}_m(x(t)) - f_m(x(t))\right| \leq F_b(x(t)) \tag{12}$$

$$0 < B_{min,ij} \leq B_{m,ij} \leq B_{max,ij}; \hat{B}_{m,ij} = (B_{min,ij} B_{max,ij})^{1/2} \tag{13}$$

Here, the constants $B_{min,ij}$ and $B_{max,ij}$ represent the lower and upper bounds of the uncertainty, respectively, as considered in Equation (13). These assumptions ensure that the controller design maintains its reliability even under severe uncertainty conditions. For the sliding mode controller design, the sliding surface is selected according to Equation (14). This surface is defined such that, once the system states lie on it, the error dynamics remain stable.

$$u_{corr}(t) = \hat{B}_m^{-1}(x(t))[-K\text{sign}(\text{s}(\text{x}(t))] \tag{14}$$

Based on this definition, the proposed control law consists of two parts: the main control signal and a corrective component designed to compensate for disturbances and uncertainties. This law is introduced in Equation (15).

$$u(t) = \hat{u}(t) + u_{corr}(t) \tag{15}$$

The system state vector is defined as in Equation (16). It includes the linear and angular positions and velocities of the AFM probe, providing a comprehensive representation that accounts for all dynamic equations relevant to particle manipulation.

$$\boldsymbol{x}(t) = [\theta(t), y_c(t), y_p(t), z_t(t), \dot{\theta}(t), \dot{y}_c(t), \dot{y}_p(t), \dot{z}_t(t)]^T \quad (16)$$

$$\dot{x}(t) = f(x(t)) + B(x(t))u(t) \quad (17)$$

Based on this definition, the system dynamics can be reformulated in the standard form of Equation (17), which includes the nonlinear function f(x(t)) and the input matrix B(x(t)). These two components are explicitly defined in Equations (18) and (19), respectively.

$$f(x(t)) = [\dot{\theta}(t), \dot{y}_c(t), \dot{y}_p(t), z_t(t)f_5(t), f_6(t), f_7(t), f_8(t)]^T \quad (18)$$

$$B(x(t)) = [0_{1\times4}, g_1(t), g_2(t), 0, g_3(t)]^T \quad (19)$$

To provide a precise representation of the forces acting on the AFM probe tip and the particle, a set of dynamic equations is presented in Equations (20) through (26). These equations encompass elastic, frictional, and contact-induced forces. Each equation models a specific aspect of the contact dynamics, facilitating a detailed analysis of probe–particle interactions during manipulation.

$$f_5(t) = \frac{1}{I_c}(F_{tp}\cos\psi . H\sin y_1 + F_{tp}\sin\psi . H\cos y_1 - K_\theta y_1) \quad (20)$$

$$f_6(t) = \frac{1}{M}(-F_{tp}\sin\psi - K_y y_2) + \frac{H}{2I_c}(F_{tp}\cos\psi . H\sin y_1 + F_{tp}\sin\psi . H\cos y_1 - K_\theta y_1)\cos y_1 + \frac{H}{2}y_5^2\sin y_1 \quad (21)$$

$$f_7(t) = \frac{1}{m_p}(F_{tp}\sin\psi - sign(y_7)F_{frict}) \quad (22)$$

$$f_8(t) = \frac{1}{m_t}(-F_{tp}\cos\psi - K_z(y_4 - H\cos(y_1)) + \frac{H^2}{2I_c}\sin x_1(t)[F_{tp}\cos\psi . H\sin y_1 + F_{tp}\sin\psi . H\cos y_1 - K_\theta y_1] - \frac{H}{2}x_5^2(t)\cos(y_1) \quad (23)$$

$$g_1(t) = \frac{1}{I_c} \quad (24)$$

$$g_2(t) = \frac{H}{2I_c}\cos x_1(t) \quad (25)$$

$$g_3(t) = \frac{H^2}{2I_c}\sin x_1(t) \quad (26)$$

## 3. Results

To evaluate the performance of the atomic force microscope (AFM) control system during the manipulation process, variations in the probe tip's angles and displacements, their derivatives, as well as the sliding surface, were analyzed under different particle geometries and cantilever types. These analyses were based on recorded experimental data and aimed to provide both quantitative and qualitative comparisons across various conditions.

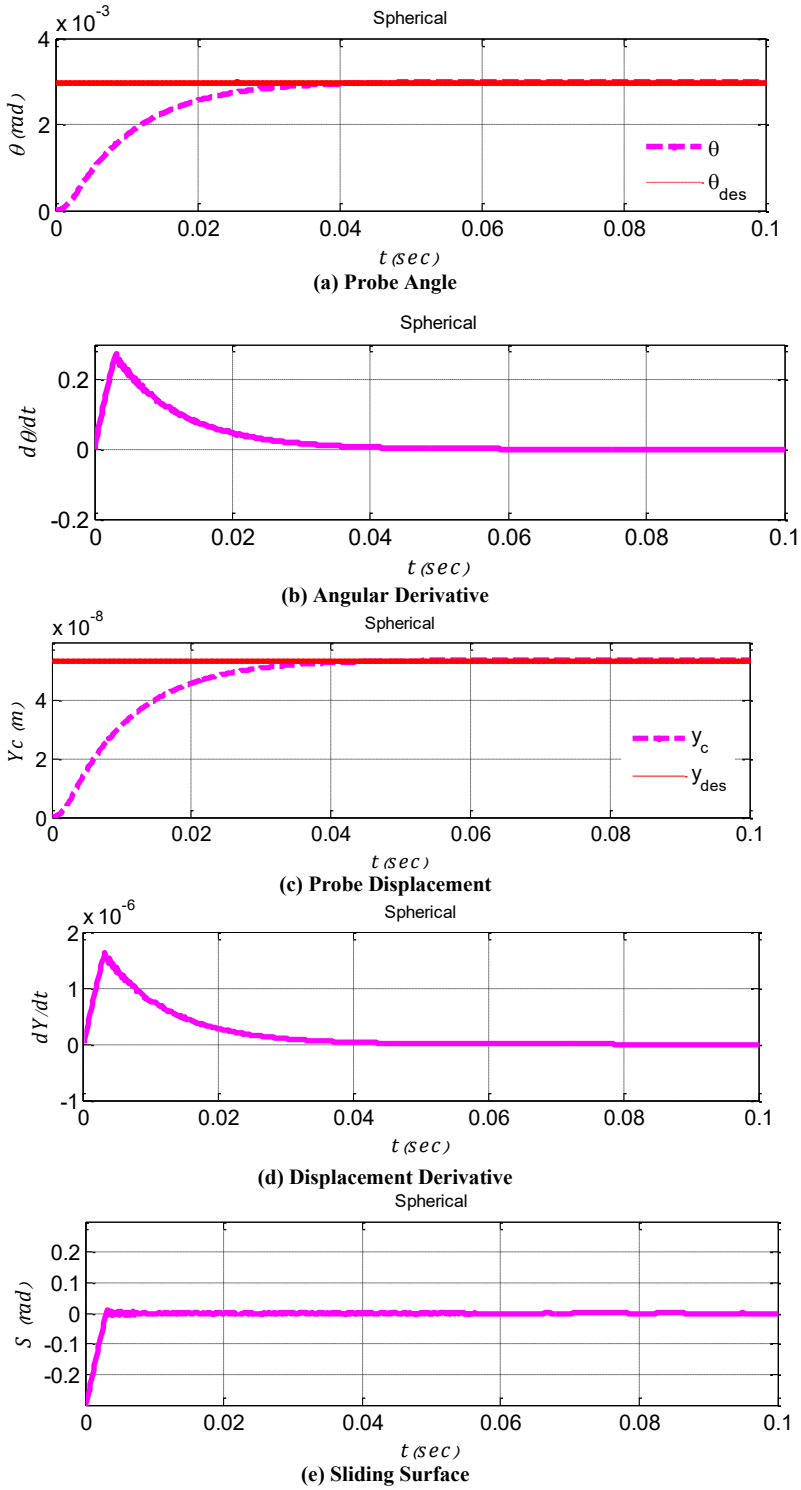
### 3.1. Manipulation of Particles with Different Geometries

First, the simulation results for particles with different geometries are examined and subsequently discussed.

#### 3.1.1. Manipulation of Spherical Particles with a Rectangular Cantilever

Figure 1 illustrates the variations in the probe tip angle, its derivative, linear displacement and its derivative, along with the sliding surface. The results indicate desirable motion stability of the probe during the manipulation of spherical particles. This figure presents five different plots of the AFM probe's performance during the manipulation of spherical particles: tip angle, angular derivative, linear displacement, derivative of displacement, and sliding surface.

The results show that the probe angle rapidly approaches a steady value, and initial oscillations diminish within a few cycles. The angular derivative exhibits minor initial fluctuations but converges to zero, indicating stable motion. The probe tip displacement remains approximately 1.25 μm with minimal error. The sliding surface accounts for only 3.4% of the trajectory, a low value that signifies stable contact between the probe and the particle. Overall, this figure demonstrates that for spherical particles, uniform force distribution and simple contact conditions result in more stable control performance.




**(a) Probe Angle**

**(b) Angular Derivative**

**(c) Probe Displacement**

**(d) Displacement Derivative**

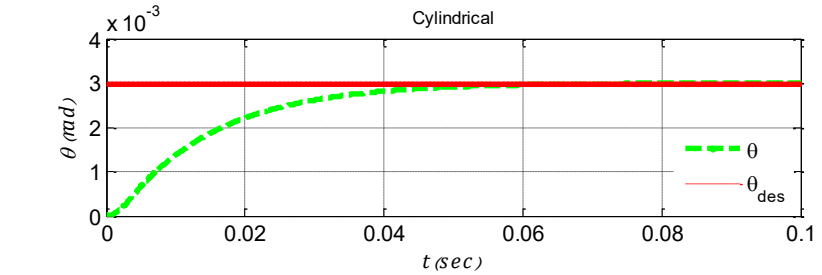
**(e) Sliding Surface**

**Figure 1. AFM probe control during the manipulation of Spherical Particles using a rectangular cantilever**

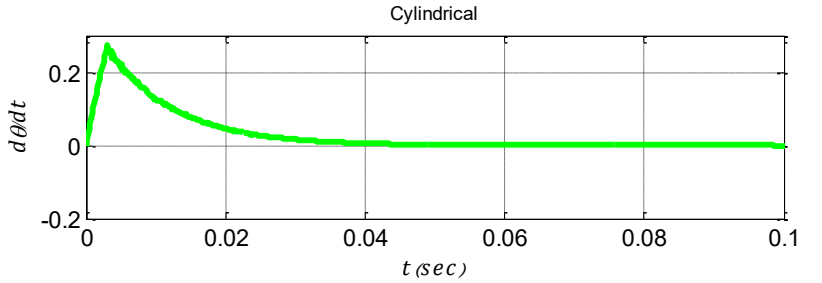
### 3.1.2. Manipulation of Cylindrical Particles with a Rectangular Cantilever

In Figure 2, it can be observed that due to initial contact with the lateral surface of the particle, there is a noticeable increase in angular fluctuations. The average probe angle is recorded at 2.15° with a higher standard deviation compared to the spherical case. The angular derivative at the initial moments is approximately 12% larger, indicating that initiating motion for cylindrical particles is more challenging.

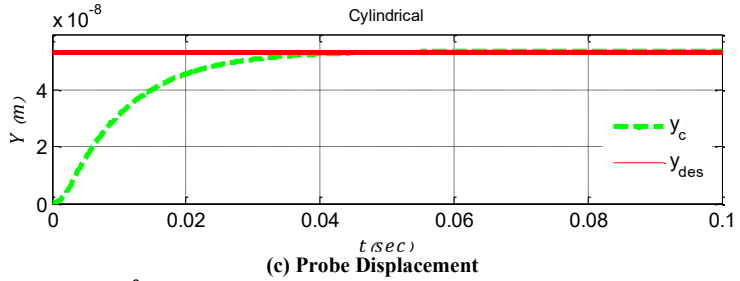
The probe tip displacement (≈1.27 μm) does not differ significantly from the spherical case, but the sliding surface increases to 4.1%. Therefore, although the controller successfully maintains overall stability, the cylindrical geometry requires additional control effort to prevent slippage.



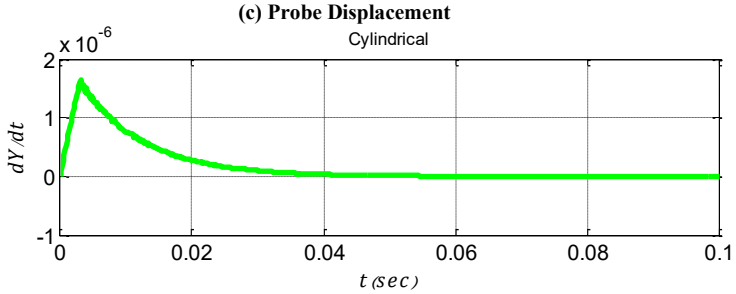

**(a) Probe Angle**



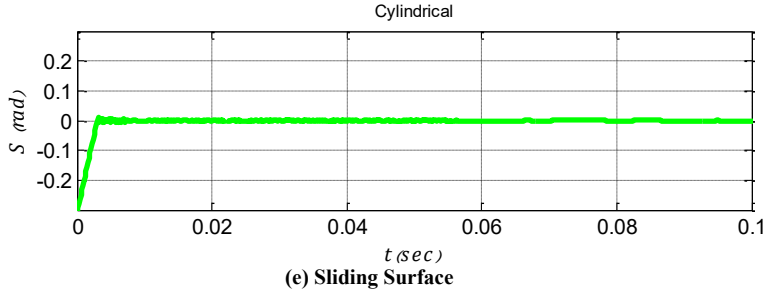

**(b) Angular Derivative**




**(c) Probe Displacement**




**(d) Displacement Derivative**



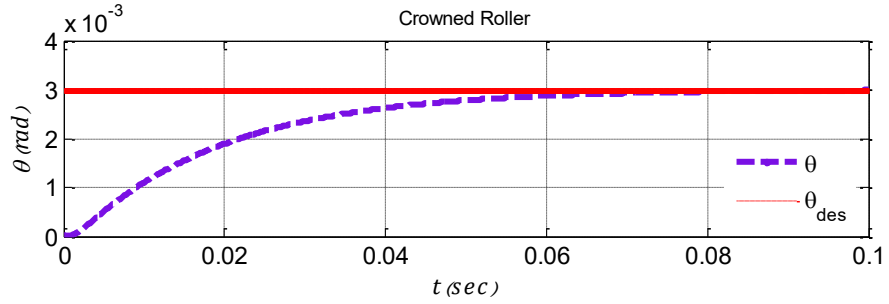

**(e) Sliding Surface**

**Figure 2. AFM probe control during the manipulation of cylindrical particles using a rectangular cantilever**

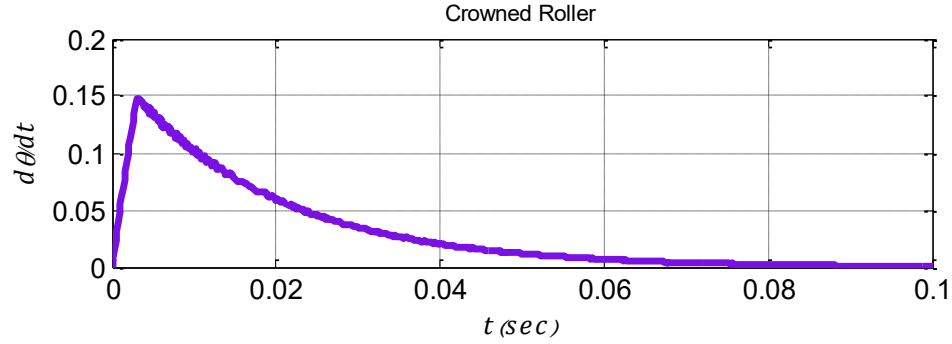
### 3.1.3. Manipulation of Chamfered Cylindrical Particles with a Rectangular Cantilever

Based on the data in Figure 3, for this particle type, the plots indicate a further increase in fluctuations. The average probe angle is 2.18° with a higher standard deviation compared to the previous two cases. In the angular derivative, sudden peaks at the start of motion reach up to 15% above the mean value, due to the continuously changing contact point along the chamfered surface. The probe tip displacement is approximately 1.29 µm. The sliding surface reaches 4.8%, which is the highest among the three geometries examined with a rectangular cantilever. These results highlight that particles with more complex surfaces pose greater challenges for control.

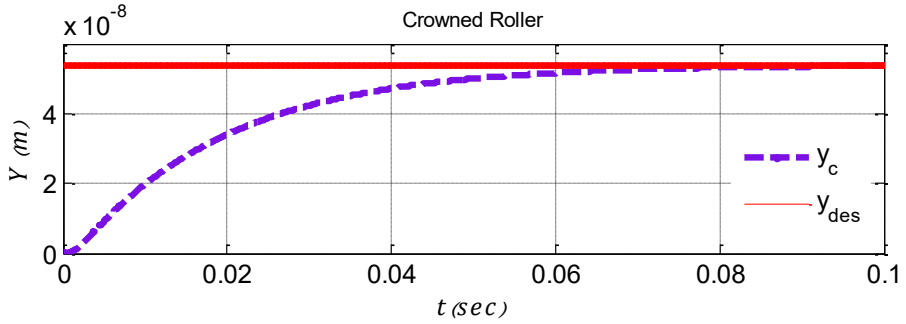
Subsequently, considering the importance of cantilever geometry in the manipulation process, we simulated the effect of different cantilever shapes on nanoparticle manipulation. The simulation results are explained as follows.



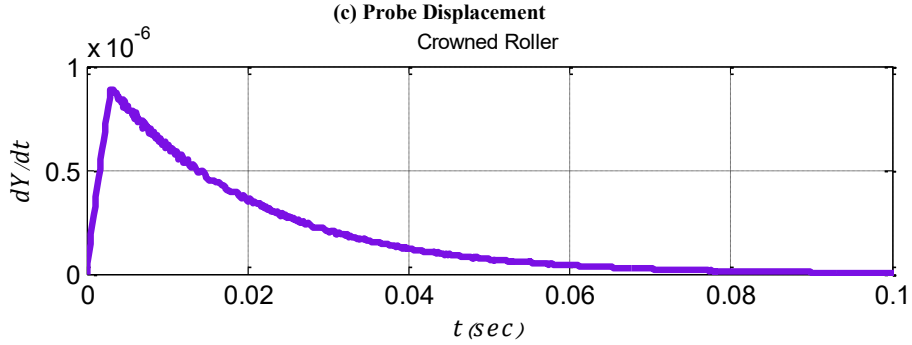

(a) Probe Angle



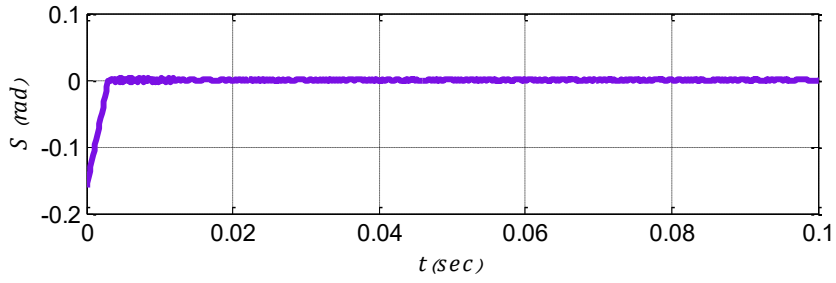

(b) Angular Derivative




(c) Probe Displacement




(d) Displacement Derivative




(e) Sliding Surface

**Figure 3. AFM probe control during the manipulation of Chamfered Cylindrical Particle particles using a rectangular cantilever**

## 3.2. Comparison of Three Particle Geometries with Different Cantilevers

### 3.2.1. Comparison of Three Particle Geometries Using Different Cantilever Designs

The performance of the AFM cantilever in the nanomanipulation process is strongly dependent on its mechanical properties and geometric configuration. Owing to its symmetric structure and favorable mass distribution, the V-shaped cantilever exhibits higher bending stiffness along the primary motion direction while simultaneously providing a more stable dynamic response compared to rectangular and dagger-shaped cantilevers.

This geometry promotes a more uniform distribution of contact forces at the probe tip and reduces the system's sensitivity to disturbances caused by variations in the contact point. Moreover, the reduced effective moment of inertia of the V-shaped cantilever leads to diminished angular oscillations and improved motion control accuracy. Consequently, this cantilever configuration is expected to deliver superior stability and efficiency during the manipulation of particles with different geometries.

To evaluate the control behavior of the system and assess the robustness of the sliding mode controller under varying conditions, the control signal $u(t)$ was analyzed for two extreme scenarios: the worst-case control condition, corresponding to a chamfered cylindrical particle, and the best-case condition associated with the V-shaped cantilever.

To directly support the quantitative analysis of sliding behavior across different cantilever geometries, the sliding surface $S$(rad) is presented in Figures 4–6 for all cantilever types. This parameter serves as a direct indicator of the degree of sliding and enables a consistent comparison among rectangular, dagger-shaped, and V-shaped cantilevers.

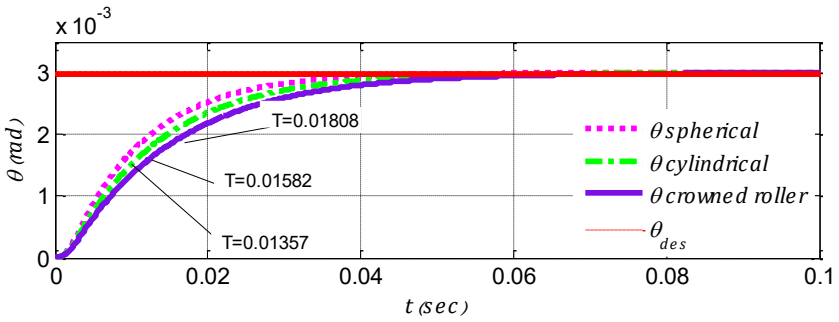
The results indicate that, in the case of the chamfered cylindrical particle, the control signal exhibits a larger initial amplitude due to continuous variations in the contact point and increased dynamic uncertainties. Nevertheless, the sliding mode controller successfully drives the system toward the sliding regime without inducing saturation or severe oscillations, thereby maintaining overall stability.

In contrast, when employing the V-shaped cantilever, the control signal demonstrates a lower amplitude and smoother behavior, with a significant reduction in oscillations. This response reflects reduced mechanical disturbances, a more uniform force distribution, and improved controller performance in this configuration. This comparison confirms the robustness and high efficiency of the sliding mode control strategy when operating under unfavorable and complex conditions.

Furthermore, analysis of the sliding surface plots reveals that the V-shaped cantilever consistently exhibits the lowest sliding surface values across all particle geometries, indicating enhanced contact stability. Conversely, the rectangular cantilever shows higher sliding surface values, suggesting a greater tendency toward slip. Accordingly, the reported sliding percentages are directly derived from the observed sliding surface behavior.

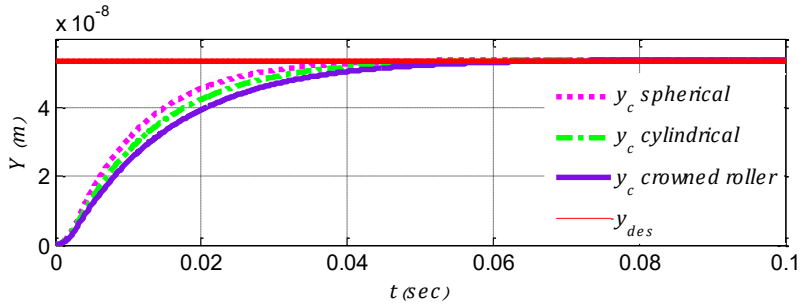
### 3.2.2. Effect of Rectangular Cantilever

Figure 4 presents a simultaneous comparison of the probe angle and displacement for the three particle geometries: spherical, cylindrical, and Chamfered Cylindrical Particle. It is observed that as the particle shape complexity increases, the sliding surface rises from 3.4% for spherical particles to 4.8% for chamfered particles. Nevertheless, the difference in average angle remains below 0.1°, and the linear velocity variation is less than 4%. These findings indicate that the designed controller demonstrates good adaptability to different geometries, although more complex particles exhibit increased slippage, highlighting the need for further control refinement and improvement.




**(a) Probe Angle Control**

**Figure 4. AFM probe control during the manipulation of nano particles using Rectangular Cantilever**

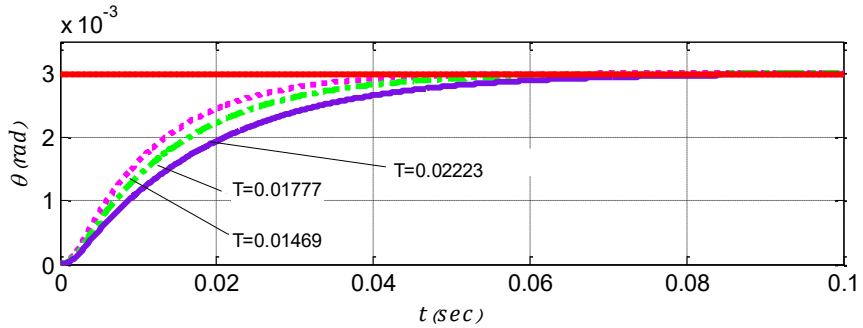



**(b) Probe Displacement Control**

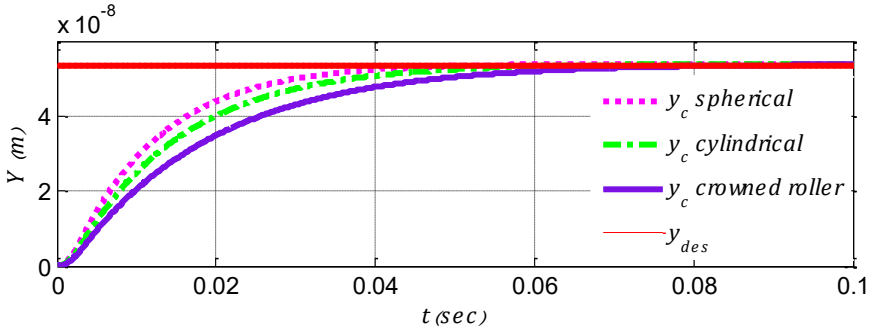
**Figure 4. AFM probe control during the manipulation of nano particles using Rectangular Cantilever (continued)**

### 3.2.3. Effect of Dagger-Shaped Cantilever

In Figure 5, a dagger-shaped cantilever is examined. The plots indicate that the average sliding is reduced to 2.9%, and angular fluctuations decrease by up to 25% compared to the rectangular cantilever. The average probe angle is approximately 2.05°, and the mean linear velocity is 0.084 μm/s. This improvement is attributed to the dagger-shaped cantilever providing a more uniform force distribution at the contact point and preventing sudden slippage at the start of motion. These results demonstrate that selecting an appropriate cantilever geometry can significantly enhance manipulation performance.




**(a) Probe Angle Control**

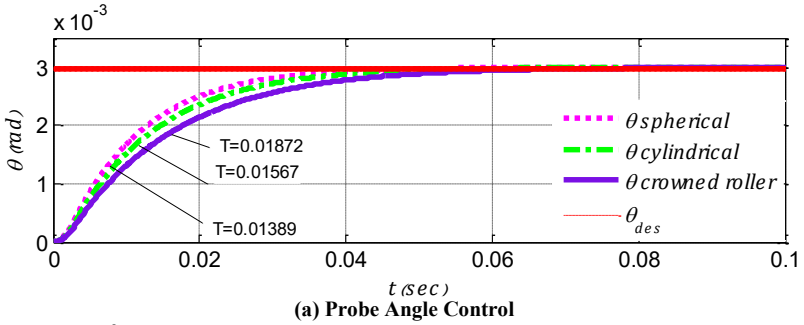



**(b) Probe Displacement Control**

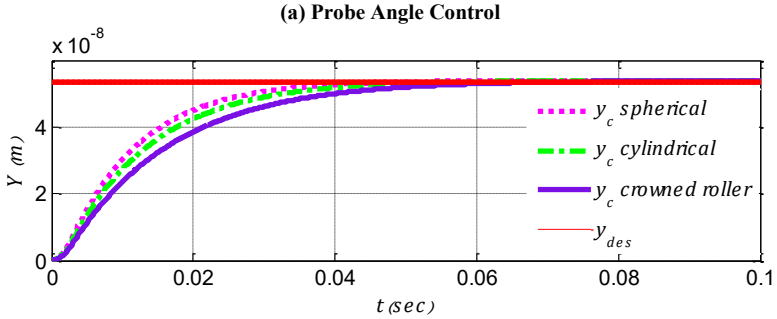
**Figure 5. AFM probe control during the manipulation of nano particles using a dagger-shaped cantilever**

### 3.2.4. Effect of V-Shaped Cantilever

The results in Figure 6 demonstrate the best performance among the three cantilever types. The average sliding is only 2.1%, representing the lowest value across all experiments. The mean probe angle is 2.03° with a very low standard deviation (less than 0.02), and the mean linear velocity is approximately 0.083 μm/s. A reduction of over 30% in angular fluctuations compared to the rectangular cantilever highlights the significant advantage of the V-shaped design. This geometry provides more stable contact and reduced motion errors, making it the optimal choice for manipulating particles with diverse shapes.




(a) Probe Angle Control




(b) Probe Displacement Control

**Figure 6. AFM probe control during the manipulation nano particles using a V-Shaped Cantilever**

### 3.3. Summary Table for Simulation Results Comparison

To consolidate and quantitatively compare the results obtained from the simulations, the key system performance metrics are presented for different combinations of particle geometry and cantilever type in Figure 7. This summary table enables a direct comparison of the effects of particle geometry and cantilever design on contact stability, manipulation quality, and the performance of the sliding-mode controller.

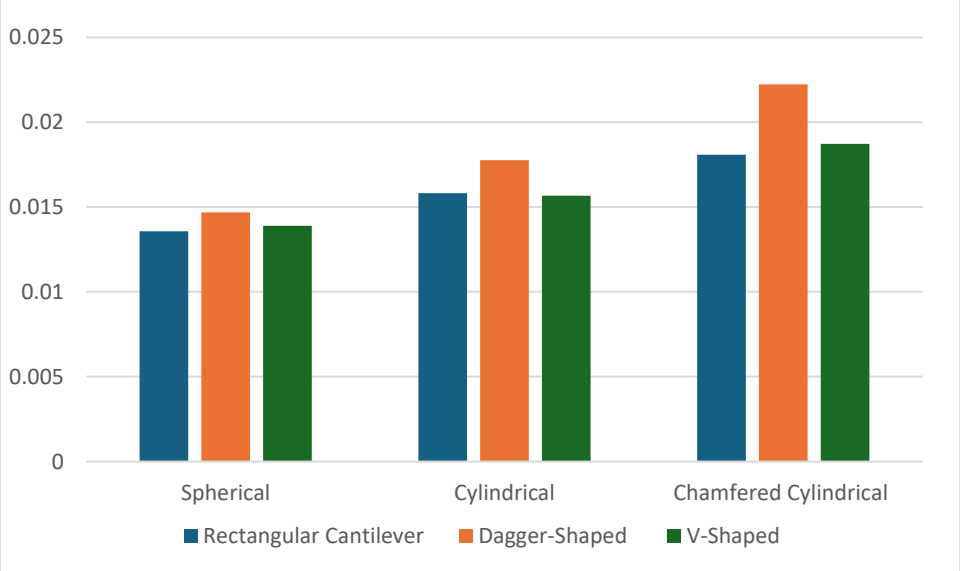



**Figure 7. Summary Table for Simulation Results Comparison**

## 4. Conclusion

In recent years, the atomic force microscope (AFM) has emerged as one of the primary tools for nanoscale manipulation, attracting significant attention from researchers. Owing to its high capability in establishing precise and controlled contacts between the probe tip and particles, AFM plays a crucial role in both biological and materials engineering applications. Nevertheless, a fundamental challenge lies in ensuring stable contact and preventing undesired slippage during particle manipulation—an issue that becomes particularly pronounced when dealing with complex geometries or biological environments. Consequently, there is a growing demand for accurate dynamic models and robust controllers to minimize errors and maximize stability in probe motion.

Addressing this gap, the present study proposes a hybrid framework that combines precise dynamic contact modeling with sliding mode control (SMC), significantly enhancing AFM performance in nanomanipulation tasks.

Simulation results demonstrated that the proposed controller effectively reduces probe tip motion errors while maintaining system stability even under environmental disturbances and geometric variations. Analysis of three particle geometries (spherical, cylindrical, and Chamfered Cylindrical Particle) revealed that although the controller successfully stabilized both position and orientation in all cases, slippage increased with particle complexity. Spherical particles, due to their uniform contact surface, exhibited the lowest slippage (3.4%), whereas Chamfered Cylindrical Particle particles, characterized by frequent contact point changes, showed the highest slippage (4.8%). These findings highlight the critical role of particle geometry in contact stability and manipulation quality.

Furthermore, a comparison of three cantilever geometries (rectangular, dagger-shaped, and V-shaped) revealed that cantilever design plays a decisive role in precise motion control. The V-shaped cantilever achieved the best performance, recording the lowest slippage (2.1%) and reducing angular oscillations by more than 30% compared to the rectangular type. The dagger-shaped cantilever also provided notable improvements in stability and slippage reduction, whereas the rectangular cantilever exhibited the highest error and instability, underlining its limitations in high-precision applications.

Overall, the findings of this study indicate that integrating accurate dynamic force modeling with robust sliding mode control provides an effective strategy for developing more reliable AFM systems. Beyond optimizing cantilever geometry and improving nanoparticle manipulation, these results pave the way for expanding AFM applications in biomedical sciences, medical diagnosis and therapy, targeted drug delivery, and tissue engineering.

مکانیک مواد پیشرفته و هوشمند، دوره ۵ شماره ۴ سال ۱۴۰۴ صفحات ۵۹۰ تا ۶۱۸

مکانیک مواد پیشرفته و هوشمند

شاپا: ۴۲۲۰-۲۷۸۳

مجله علمی مکانیک مواد پیشرفته و هوشمند

# استفاده از روش کنترل غیر خطی مود لغزشی جهت مدلسازی فرآیند نانومنیپولیشن با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی

زهره مرادی[الف*]، محسن شفیعی راد[ب]، علیرضا فرجی[ج]

[الف] دانشجوی دکتری، گروه کنترل، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران، zohreh.moradi@grad.kashanu.ac.ir

[ب] استادیار، گروه کنترل، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران، m.shafieirad@kashau.ac.ir

[ج] استادیار، گروه کنترل، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران، arfaraji@kashau.ac.ir

**واژگان کلیدی**

مود لغزشی، روش کنترل غیرخطی نانومنیپولیشن، میکروسکوپ نیروی اتمی.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۷/۱۹

تاریخ بازنگری: ۱۴۰۴/۱۰/۱۸

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۱۱/۰۹

**چکیده**

پیشرفت‌های اخیر در نانوفناوری نیاز به روش‌های دقیق و پایدار برای منیپولیشن ذرات زیستی و غیرزیستی را پررنگ کرده است. در این میان، میکروسکوپ نیروی اتمی (AFM) به دلیل قابلیت بالای آن در ایجاد تماس کنترل‌شده و ثبت جابه‌جایی‌های بسیار کوچک، یکی از ابزارهای کلیدی محسوب می‌شود. بااین‌حال، پایداری تماس میان نوک سوزن و ذره و جلوگیری از لغزش‌های ناخواسته، به‌ویژه در برخورد با هندسه‌های پیچیده، همچنان یک چالش مهم است. در این پژوهش، یک چارچوب مدل‌سازی دینامیکی همراه با کنترل مبتنی بر مود لغزشی برای بهبود عملکرد AFM در فرآیند منیپولیشن ارائه شده است. نتایج شبیه‌سازی نشان داده است که کنترل‌کننده طراحی‌شده قادر است موقعیت و زاویه سوزن را با دقت بالا پایدار نگه دارد. بررسی سه هندسه ذره شامل کروی، استوانه‌ای و استوانه پخ‌خورده آشکار ساخت که میزان لغزش با پیچیده‌تر شدن سطح افزایش می‌یابد. میزان لغزش در این پژوهش به‌صورت یکنواخت و بر اساس معیار سطح لغزش محاسبه شده است؛ به‌طوری‌که ذرات کروی کمترین لغزش (٪ ۳/۴) و ذرات استوانه پخ‌خورده بیشترین لغزش (٪ ۴/۸) را نشان می‌دهند. همچنین مقایسه سه نوع تیرک نشان داد که تیرک V-شکل با لغزش ٪ ۲/۱ و کاهش قابل توجه نوسانات زاویه‌ای بهترین عملکرد را داشته است. یافته‌ها نشان می‌دهد که ترکیب مدل‌سازی دقیق و کنترل مبتنی بر مود لغزشی می‌تواند راهکاری مؤثر برای توسعه سیستم‌های AFM و گسترش کاربرد آن در حوزه‌های زیستی و مهندسی بافت باشد.

## ۱- مقدمه

پیشرفت‌های اخیر در حوزه نانوفناوری، نیاز به روش‌های دقیق و پایدار برای منیپولیشن ذرات در مقیاس میکرو و نانو را افزایش داده است. میکروسکوپ نیروی اتمی (AFM) به دلیل توانایی آن در ایجاد تماس کنترل‌شده با ذرات و ثبت جابه‌جایی‌های بسیار کوچک، به‌عنوان یکی از ابزارهای اصلی در این زمینه شناخته می‌شود. بااین‌حال، پایداری تماس بین نوک سوزن و ذره، به‌ویژه در محیط‌های زیستی و مایعات با خواص متفاوت، همچنان چالش مهمی به شمار می‌رود.

در مطالعه محمدی و همکاران با توجه به اهمیت مدل‌سازی دینامیکی برای جابه‌جایی ذرات زیستی، منیپولیشن در محیط مایع بررسی شد. آن‌ها با بهینه‌سازی طول نانوسوزن و در نظر گرفتن خمش، تحلیل تنش، نظریه JKR و نیروهای مایع، شرایط

* نویسنده مسئول؛

آدرس پست الکترونیک: zohreh.moradi@grad.kashanu.ac.ir

بحرانی لغزش شبیه‌سازی و با نتایج پیشین مقایسه کرده‌اند [۱].

در دیگر پژوهش، شبیه‌سازی دینامیکی برای نیرو و زمان بحرانی حرکت برای نانوذرات طلا، مخمر و پلاکت در محیط‌های مختلف توسط کورایم و همکاران انجام شده است. همچنین، کنترل موقعیت عمودی و تماس مداوم پروب با ذره از موارد مورد بررسی در این مطالعه عنوان شده است [۲].

در این مطالعه، یک الگوریتمی مبتنی بر ترکیب کنترل لغزشی و روش بک‌استپینگ[1] برای مهار رفتار آشوبی[2] در سیستم‌های AFM ارائه گردیده است. نتایج شبیه‌سازی‌ها کارایی آن را در پایدارسازی مدارهای ناپایدار و حذف حرکت آشوبی در انواع AFM نشان داده است [۳].

با در نظر گرفتن توسعه نانوفناوری، نانومنیپولیشن در محیط‌های کوچک اهمیت یافته‌اند که در بررسی کورایم و اسماعیل زاده، مدل AFM با درنظر گرفتن انواع پروب‌ها بازنویسی و تحلیل شده است. شبیه‌سازی‌ها نشان داد که روش کنترل لغزشی مبتنی بر شبکه عصبی با بهینه‌سازی پارامترها، زمان خیز را کاهش داده و اضافه‌بار را کاهش داده است [۴].

در دیگر پژوهش کورایم و همکاران با به‌کارگیری روش کنترل لغزشی فازی تطبیقی (AFSMC)[3] به کنترل نانومنیپولیشن در سه بخش فاصله پروب از سطح، بستر و پروب AFM می‌پردازد. نتایج مقایسه‌ای با روش‌های پیشین، دقت بالای روش پیشنهادی را تأیید کرده و تفاوت‌هایی در زمان و میزان اضافه بار بین هندسه‌های بیضی و مکعبی گزارش شده است [۵].

ژانگ و همکاران روشی نوین برای نانومنیپولیشن با وضوح بالاتر ارائه می‌دهد که از ترکیب میکرولنز با پروب AFM برای ایجاد امکان تصویربرداری هم‌زمان و تفکیک‌پذیری ۸۰ نانومتر استفاده می‌کند. نتایج نشان می‌دهد این رویکرد، قابلیت مشاهده و جابجایی هم‌زمان نمونه‌ها، به‌ویژه نمونه‌های زیستی را فراهم می‌آورد [۶].

یوان و همکاران، روشی نوآورانه برای کاهش عدم‌قطعیت مکانی موقعیت نوک AFM در نانومنیپولیشن ارائه می‌کند که در آن نوک سوزن AFM به‌عنوان حسگر عمل کرده و با اسکن موضعی نقاط مرجع روی سطح نمونه، موقعیت خود را در چارچوب کاری تخمین می‌زند. مدل مشاهده و پارامترهای آن با آزمایش‌های آماری کالیبره شده و نتایج شبیه‌سازی و آزمایش، بهبود دقت سوزن میکروسکوپ را نشان می‌دهند [۷].

در ادامه مسیر بهبود قابلیت‌های میکروسکوپ، لی و همکاران با توسعه یک سیستم واقعیت افزوده برای AFM، مشکل نبود بازخورد دیداری آنی در نانومنیپولیشن را برطرف کرده است. این سیستم با به‌روزرسانی تصویر AFM بر اساس داده‌های نیرویی در زمان واقعی، هم‌زمان بازخورد دیداری و نیرویی را فراهم می‌کند. بدین ترتیب، کاربر می‌تواند نیروهای تعاملی را حس کرده و تغییرات محیط نانومقیاس را به‌صورت زنده مشاهده کند [۸].

کورایم و همکاران با استفاده از شبیه‌سازی دینامیک مولکولی، نانومنیپولیشن ذرات زیستی شامل ویروس، پروتئین و دی ان ای را بر پایه AFM بررسی کرده است. هدف اصلی، مطالعه اثر نوع زیرلایه بر نیروی وارد بر ذرات و ارزیابی احتمال آسیب بوده است. سه زیرلایه سیلیکون، گرافن و طلا به دلیل کاربرد گسترده و برهم‌کنش کم با سایر مواد انتخاب شده‌اند. نتایج نشان می‌دهد بیشترین نیروی منیپولیشن و بالاترین احتمال آسیب روی زیرلایه طلا رخ می‌دهد [۹].

میکروسکوپ نیروی اتمی (AFM) در دهه‌های اخیر به دلیل توانایی آن در اندازه‌گیری نمونه‌های زیستی در محیط‌های طبیعی با وضوح فضایی بالا، کاربرد گسترده‌ای در حوزه‌های زیست‌پزشکی، مهندسی زیستی و تحقیقات دارویی یافته است. در این راستا، مطالعه مروری اخیر نشان داده شده که AFM می‌تواند خواص بیومکانیکی نمونه‌های زیستی را در مقیاس‌های مولکولی، سلولی و بافتی بررسی کند. اصول پایه AFM، مدل‌های نظری برای تعیین الاستیسیته و ویسکوزیته زیست‌مواد، و یافته‌های

[1] Backstepping
[2] Chaos suppression
[3] Adaptive fuzzy sliding-mode (AFSMC)

جدید تجربی در تحلیل بیومکانیک ازجمله محورهای اصلی این مطالعات هستند [۱۰].

مطالعه مروری التینز و همکاران بیان می‌کند که روش‌های مبتنی بر میکروسکوپ نیروی اتمی (AFM) به‌عنوان یکی از پیشرفته‌ترین ابزارهای نانومقیاس، جایگاه ویژه‌ای در مطالعه و طراحی واسطهای زیستی یافته است. این روش‌ها علاوه بر تصویربرداری با وضوح بالا از بافت‌ها، سلول‌ها، غشاها، پروتئین‌ها و مواد زیستی-سنتزی، از طریق طیف‌سنجی نیروی AFM امکان سنجش دقیق خواص مکانیکی، شیمیایی، الکتریکی و زیستی را فراهم می‌کنند. ترکیب تصویربرداری و طیف‌سنجی در AFM، نقشه‌برداری ساختاری و منیپولیشن سه‌بعدی با دقت مولکولی را ممکن ساخته و افق‌های تازه‌ای را در تحلیل و مهندسی واسطهای زیستی گشوده است [۱۱].

در دیگر مطالعه مروری بر پیشرفت‌های روش‌شناختی مانند بیوکونژوگاسیون[1]، تثبیت نمونه و عملکرد نوک AFM، اندازه‌گیری طیف نیروهای دینامیکی، تصویربرداری شناسایی مولکولی و مدل‌سازی نظری تمرکز دارند. این پیشرفت‌ها درک اصول تکنیک طیف‌سنجی نیروی مبتنی بر AFM[2] و چشم‌انداز روشنی برای کاربردهای آینده آن در مقایسه با سایر فناوری‌های نانو فراهم می‌آورد [۱۲].

میکروسکوپ نیروی اتمی (AFM) ابزار قدرتمندی برای بررسی مکانیکی نمونه‌های زیستی در مقیاس نانو است. بااین‌حال، مقادیر مدول یانگ برای نمونه‌های مشابه در مقالات مختلف معمولاً تفاوت قابل‌توجهی دارد. اشتباهات رایج شامل شکل واقعی نوک AFM، بازه داده‌هایی که پاسخ نمونه تقریباً خطی الاستیک است، اثر ویسکوالاستیک نمونه، شکل نمونه و تأثیر زیرلایه می‌شود. مطالعه کونتوموریس و همکاران نشان می‌دهد که با رعایت روش‌های مناسب پردازش منحنی نیرو- فرورفتگی می‌توان این خطاها را به‌سادگی کاهش داد و نتایج دقیق‌تری برای نمونه‌های زیستی به دست آورد [۱۳].

کونتوماریس و همکاران در مطالعه‌ای دیگر، روشی جدید برای شناسایی مکانیکی سه‌بعدی (3D) نمونه‌ها بر اساس مدول یانگ متوسط و روش فرورفتگی مبتنی بر AFM[3] ارائه شده است. این روش می‌تواند تنوع خواص مکانیکی نمونه‌ها در سطح افقی و رفتار وابسته به عمق را روشن کند و برای نمونه‌هایی مانند ژل آگاروز، فیبروبلاست‌ها و سلول‌های سرطانی سینه به‌کار گرفته شده است [۱۴].

خلیلی و همکاران به مطالعه منیپولیشن نانوذره دی‌ان‌ای با بهره‌گیری از میکروسکوپ نیروی اتمی بر پایه‌ی روش المان محدود با استفاده از تئوری‌های مکانیک تماس پرداخته‌اند. نتایج به‌دست‌آمده توسط آن‌ها نشان داده که در تغییر شکل صورت گرفته بین ذرات هدف و نوک کروی سوزن، مدل هرتز کمترین و مدل جی‌کاآر بیشترین تغییر شکل و عمق نفوذ را نشان داده‌اند. با افزایش زاویه‌ی نوک سوزن با محورz ، میزان عمق نفوذ و تغییر شکل ایجاد شده بین ذره و صفحه‌ی مبنا کاهش یافته است. همچنین نمودار تغییرات هر یک از پارامترهای مورد مطالعه عوامل مؤثر به ازای ۲۰ میکرومتر جابه‌جایی و ۲۰ میلی‌ثانیه زمان برای فرآیند منیپولیشن دی‌ان‌ای محاسبه شده است [۱۵].

زینالی زاد و کورایم آنالیز حساسیت مدل‌های تماسی اصطکاکی ذرات زیستی روی سطح زبر در محیط مایع به روش ای-فست را انجام داده‌اند. آن‌ها به بررسی تأثیر پارامترهای مختلف بر مدل‌های تماسی هرتز، جی کی آر و دی‌ام‌تی پرداخته‌اند. بدین منظور جهت بررسی تأثیر پارامترهای ورودی مختلف، از روش آماری آنالیز حساسیت تحت عنوان ای-فست که یکی از روش‌های سریع می‌باشد، استفاده‌شده است. پارامترهای ورودی موردبررسی در این پژوهش، شامل شعاع سوزن، حجم ذره، مدول الاسیسته سوزن، مدول الاسیسته ذره، ضریب پواسون سوزن و ضریب پواسون ذره همچنین عمق نفوذ و نیرو به‌عنوان پارامترهای خروجی تبیین گردیده است. نتایج به‌دست‌آمده بیانگر تأثیرگذاری زیاد حجم ذرات هدف و شعاع سوزن در نیرو و عمق نفوذ در مدل‌های تماسی بوده است [۱۶].

در مطالعه دیگر، با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی، تفاوت‌های مکانیکی میان سلول‌های بنیادی و سلول‌های سرطانی استخوان بررسی شده است. نتایج نشان می‌دهد که سلول‌های سرطانی دارای مدول الاستیسیته کمتری هستند که پس از

[1] Bioconjugation
[2] AFM-based force spectroscopy (AFM-FS)
[3] AFM indentation method

درمان‌های شیمیایی و پلاسما به‌صورت وابسته به زمان افزایش می‌یابد. همچنین افزایش سختی نمونه‌ها موجب افزایش فرکانس رزونانس تیر AFM شده و تطابق مناسبی میان نتایج عددی و تجربی گزارش گردیده است [۱۷].

تغییرات مکانیکی سلول‌های طبیعی و سرطانی پوست با استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی موضوع مورد بررسی بوده است. نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که سلول‌های سرطانی نسبت به سلول‌های نرمال دارای کاهش قابل‌توجه مدول الاستیسیته و افزایش چشمگیر چسبندگی هستند. همچنین افزایش ارتفاع سلول‌های سرطانی نسبت به سلول‌های طبیعی مشاهده شده است که بیانگر نقش مهم تغییر خواص مکانیکی و مورفولوژیکی سلول‌ها به‌عنوان شاخص‌های مؤثر در بروز و پیشرفت سرطان پوست می‌باشد [۱۸].

یکی از روش‌های قدرتمند برای تضمین پایداری و کاهش اثر نامعینی‌ها، استفاده از کنترل مود لغزشی (SMC) است. این روش ضمن کاهش حساسیت سیستم نسبت به تغییرات محیطی، امکان دنبال‌کردن مسیرهای از پیش تعیین‌شده با دقت بالا را فراهم می‌آورد. در این پژوهش، رفتار نوک سوزن AFM در تعامل با ذرات کروی، استوانه‌ای و استوانه پخ‌خورده مورد مطالعه قرار گرفته و عملکرد سه نوع تیرک مختلف (مستطیلی، خنجری و V-شکل) در شرایط منیپولیشن مقایسه شده است.

## ۲- مدل‌سازی

در این بخش به مدل‌سازی کنترل مود لغزشی و طراحی کنترل کننده پرداخته شده است.

### ۲-۱- کنترل مود لغزشی و طراحی کنترل کننده

سیستم غیرخطی مورد بررسی را می‌توان به‌صورت معادله (۱) نمایش داد، که در آن $\boldsymbol{x}(t) = [q, \dot{q}, \dots, q^{(n-1)}]^T$ بردار حالت و $u(t)$ سیگنال کنترلی است. توابع $f(\boldsymbol{x}(t))$ و $b(\boldsymbol{x}(t))$ به‌ترتیب بیانگر دینامیک ذاتی سیستم و ضرایب ورودی هستند. فرض می‌شود این توابع پیوسته بوده و در یک بازه مشخص، کراندار باشند.

$$x^{(n)}(t) = f(\boldsymbol{x}(t)) + b(\boldsymbol{x}(t))u(t), \quad (۱)$$

برای طراحی کنترل‌کننده، سطح لغزش مطابق رابطه (۲) تعریف می‌شود. در این رابطه، $n$ ثابت است و مرتبه آن متناسب با مرتبه سیستم انتخاب می‌گردد. به‌این‌ترتیب، با قرار گرفتن حالت‌های سیستم بر روی این سطح، دینامیک خطا به‌صورت پایدار کنترل خواهد شد.

$$s(\boldsymbol{x}(t), t) = (\frac{d}{dt} + \lambda)^{(n-1)}\tilde{q}(t), \quad (۲)$$

$$\tilde{q}(t) = q(t) - q_{des}(t), \quad (۳)$$

در رابطه (۳)، تابع $q(t)$ معرف حالت مطلوب و $q_{des}(t)$ سرعت مرجع در نظر گرفته شده است. بنابراین، سطح لغزش، اختلاف میان وضعیت واقعی و مسیر مطلوب را به‌همراه مشتقات آن در نظر گرفته و به کنترل‌کننده این امکان را می‌دهد که رفتار سیستم به مسیر مورد نظر نزدیک شود.

برای بررسی پایداری، از تابع لیاپانوف به شکل رابطه (۴) استفاده می‌شود. این تابع همواره مقداری مثبت دارد و لذا معیار مناسبی برای تحلیل پایداری است. با مشتق‌گیری از آن و جایگذاری شرایط لغزش، رابطه (۵) حاصل می‌شود. این رابطه نشان می‌دهد که $\dot{V}$ منفی معین است و درنتیجه سطح لغزش پایدار خواهد بود.

$$V = \frac{1}{2}s_i^2(x(t)) \quad (۴)$$

$$\dot{V} < 0 \Rightarrow \dot{V} = s_i(x(t))\dot{s}_i(x(t)) \leq -\eta|s_i(x(t))|. \quad (۵)$$

در ادامه، فرض می‌شود که تنها برخی از حالات سیستم قابل‌اندازه‌گیری هستند و سایر متغیرها باید تخمین زده شوند. به همین دلیل، بردار حالت بر اساس معادله (۶) معرفی شده است که شامل مجموعه‌ای از متغیرهای قابل دسترس می‌باشد.

$$\tilde{x}(t) = [\tilde{x}, \dot{\tilde{x}}, \ddot{\tilde{x}}, \cdots, \tilde{x}^{(n-1)}]^T. \quad (۶)$$

با توجه به این فرض، معادله دینامیکی سیستم را می‌توان به فرم رابطه (۷) بازنویسی کرد. در این معادله، بخش غیرخطی دینامیک و ضرایب ورودی به‌طور صریح تفکیک شده‌اند تا امکان طراحی کنترل‌کننده فراهم شود.

$$\dot{x}(t) = f(x(t)) + B(x(t))u(t) = \begin{bmatrix} \dot{q}_{n\times 1} \\ f_m(x(t)) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ B_m(x(t)) \end{bmatrix} u(t) \quad (۷)$$

به‌منظور ساده‌سازی طراحی، خطای تخمین حالت‌ها مطابق رابطه (۸) تعریف می‌گردد. سپس با انتخاب تابعی مناسب برای این خطا، معادله (۹) به دست می‌آید که رفتار دینامیک خطا را توصیف می‌کند.

$$s(x(t)) = \dot{\tilde{x}}(t) + \lambda \tilde{x}(t) \quad (۸)$$

$$\tilde{x}(t) = [x - x_{des}]^T; \dot{\tilde{x}}(t) = [\dot{x} - \dot{x}_{des}]^T \quad (۹)$$

درنهایت، قانون کنترل پیشنهادی در رابطه (۱۰) ارائه شده است. این قانون شامل دو بخش اصلی است: بخشی که بر اساس مدل نامعین سیستم عمل کرده و بخشی که به‌منظور تضمین پایداری و همگرایی خطا افزوده شده است. بدین ترتیب، می‌توان اطمینان حاصل کرد که متغیرهای حالت در زمان محدود به سطح لغزش رسیده و در آن باقی بمانند.

$$\dot{s}(x(t)) = \ddot{\tilde{x}}(t) + \lambda \dot{\tilde{x}}(t) = \hat{f}_m(x(t)) + \hat{B}_m(x(t))\hat{u}(t) - \ddot{x}_{des}(t) + \lambda \dot{\tilde{x}}(t) = 0 \quad (۱۰)$$

$$\hat{u}(t) = \hat{B}_m^{-1}(x(t))[-\hat{f}_m(x(t)) + \ddot{x}_{des}(t) - \lambda \dot{\tilde{x}}(t)] \quad (۱۱)$$

کوپل‌های داخلی و برهم‌کنش‌های بیرونی می‌توانند تأثیر چشمگیری بر رفتار سیستم داشته باشند. این اثرات معمولاً به‌صورت نیروهای نامعین مدل‌سازی می‌شوند که در معادله (۱۱) دیده می‌شود. در این رابطه، ترم‌های دینامیکی غیرمدل‌سازی‌شده و نیروهای ناشی از اغتشاشات خارجی وارد می‌شوند. برای تضمین عملکرد پایدار کنترل‌کننده، فرض می‌شود که این نامعینی‌ها در بازه‌ای محدود قرار دارند و می‌توان از نامعادله (۱۲) برای مشخص کردن این کران‌ها استفاده نمود.

$$\left|\hat{f}_m(x(t)) - f_m(x(t))\right| \le F_b(x(t)) \quad (۱۲)$$

$$0 < B_{min,ij} \le B_{m,ij} \le B_{max,ij}; \hat{B}_{m,ij} = (B_{min,ij} B_{max,ij})^{1/2} \quad (۱۳)$$

در اینجا، ثابت‌های $B_{min,ij}$ و $B_{max,ij}$ به‌ترتیب معرف کران پایین و بالای نامعینی هستند که در معادله (۱۳) لحاظ شده‌اند. این فرضیات امکان می‌دهد که حتی در شرایط وجود عدم قطعیت‌های شدید، طراحی کنترل‌کننده همچنان قابلیت اطمینان خود را حفظ کند. به‌منظور طراحی کنترل‌کننده لغزشی، سطح لغزش مطابق رابطه (۱۴) انتخاب می‌شود. این سطح به نحوی تعریف می‌شود که اگر حالت‌های سیستم روی آن قرار گیرند، دینامیک خطا پایدار باقی بماند.

$$u_{corr}(t) = \hat{B}_m^{-1}(x(t))[-K\text{sign}(\text{s}(\text{x}(t))] \quad (۱۴)$$

بر اساس این تعریف، قانون کنترل پیشنهادی شامل دو بخش است: سیگنال اصلی کنترل و مؤلفه اصلاحی که برای مقابله با اغتشاشات و نامعینی‌ها در نظر گرفته شده است. این قانون در معادله (۱۵) معرفی شده است.

$$u(t) = \hat{u}(t) + u_{corr}(t) \quad (۱۵)$$

بردار حالت سیستم مطابق رابطه (۱۶) تعریف می‌شود. در این بردار، مختصات و سرعت‌های خطی و زاویه‌ای سوزن AFM در نظر گرفته شده‌اند تا کلیه معادلات دینامیکی مرتبط با منیپولیشن ذره لحاظ شود.

$$\boldsymbol{x}(t) = [\theta(t), y_c(t), y_p(t), z_t(t), \dot{\theta}(t), \dot{y}_c(t), \dot{y}_p(t), \dot{z}_t(t)]^T \quad (۱۶)$$

$$\dot{x}(t) = f(x(t)) + B(x(t))u(t) \quad (۱۷)$$

با تعریف بردار حالت سیستم مطابق رابطه (۱۶)، دینامیک فرآیند نانومنیپولیشن مبتنی بر AFM را می‌توان به‌طور مستقیم در قالب سیستم غیرخطی کلی معرفی‌شده در رابطه (۱) نمایش داد. در این چارچوب، تابع غیرخطی $f(x(t))$ بیانگر دینامیک ذاتی سیستم AFM بوده و شامل اثرات تغییر شکل الاستیک، نیروهای تماس و برهم‌کنش‌های اصطکاکی است که جزئیات آن‌ها

در روابط (۲۰) تا (۲۶) ارائه شده است.

همچنین ماتریس ورودی $B(x(t))$ متناظر با مکانیزم تحریک تیرک AFM بوده و نقش اعمال کنترل بر جابه‌جایی خطی و حرکت دورانی نوک سوزن را ایفا می‌کند. با جایگذاری معادلات دینامیکی نانومنیپولیشن در چارچوب کلی کنترل مود لغزشی، سطح لغزش و قانون کنترل به‌صورت مستقیم برحسب متغیرهای فیزیکی سیستم تعریف شده و شرایط پایداری مبتنی بر تحلیل لیاپانوف برای سیستم واقعی منیپولیشن برقرار می‌گردد.

با توجه به این تعریف، دینامیک سیستم به فرم استاندارد رابطه (۱۷) بازنویسی می‌شود که شامل تابع غیرخطی f(x(t)) و ماتریس ورودی B(x(t)) است. این دو بخش به‌ترتیب در روابط (۱۸) و (۱۹) بیان شده‌اند.

$$f(x(t)) = [\dot{\theta}(t), \dot{y}_c(t), \dot{y}_p(t), z_t(t) f_5(t), f_6(t), f_7(t), f_8(t)]^T \quad (۱۸)$$

$$B(x(t)) = [0_{1\times4}, g_1(t), g_2(t), 0, g_3(t)]^T \quad (۱۹)$$

برای نمایش دقیق نیروهای مؤثر بر نوک سوزن و ذره، مجموعه‌ای از معادلات دینامیکی در روابط (۲۰) تا (۲۶) ارائه شده است. این معادلات نیروهای الاستیک، اصطکاکی و نیروهای ناشی از تماس را پوشش می‌دهند. هر یک از این معادلات بخش مشخصی از دینامیک تماس را مدل‌سازی کرده و امکان تحلیل دقیق تعامل بین سوزن AFM و ذرات در حال جابه‌جایی را فراهم می‌سازد.

$$f_5(t) = \frac{1}{I_c}(F_{tp}\cos\psi . H \sin y_1 + F_{tp}\sin\psi . H\cos y_1 - K_\theta y_1) \quad (۲۰)$$

$$f_6(t) = \frac{1}{M}(-F_{tp}\sin\psi - K_y y_2) + \frac{H}{2I_c}(F_{tp}\cos\psi . H\sin y_1 + F_{tp}\sin\psi . H\cos y_1 - K_\theta y_1)\cos y_1 + \frac{H}{2} y_5^2 \sin y_1 \quad (۲۱)$$

$$f_7(t) = \frac{1}{m_p}(F_{tp}\sin\psi - sign(y_7)F_{frict}) \quad (۲۲)$$

$$f_8(t) = \frac{1}{m_t}(-F_{tp}\cos\psi - K_z(y_4 - H\cos(y_1)) + \frac{H^2}{2I_c}\sin x_1(t)[F_{tp}\cos\psi . H\sin y_1 + F_{tp}\sin\psi . H\cos y_1 - K_\theta y_1] - \frac{H}{2}x_5^2(t)\cos(y_1) \quad (۲۳)$$

$$g_1(t) = \frac{1}{I_c} \quad (۲۴)$$

$$g_2(t) = \frac{H}{2I_c}\cos x_1(t) \quad (۲۵)$$

$$g_3(t) = \frac{H^2}{2I_c}\sin x_1(t) \quad (۲۶)$$

در روابط (۲۰) تا (۲۶)، نیروی $F_{el}$ بیانگر نیروی الاستیک ناشی از تماس بین نوک سوزن AFM و ذره است که به‌سختی تماس مؤثر $K$ و عمق نفوذ نرمال $\delta$ وابسته می‌باشد. پارامتر $\delta$میزان فرورفتگی نوک سوزن در سطح ذره را نشان می‌دهد و $\dot{\delta}$ مشتق زمانی آن بوده و نرخ تغییر نفوذ را توصیف می‌کند. نیروی اصطکاکی در سطح تماس با استفاده از ضریب اصطکاک $\mu$مدل‌سازی شده است که مقاومت حرکت مماسی در حین منیپولیشن را مشخص می‌سازد. پارامتر سختی تماس $K$ تابعی از خواص مکانیکی نوک سوزن و ذره، ازجمله مدول یانگ و ضریب پواسون آن‌ها، می‌باشد. کلیه نیروهای تماس ابتدا در دستگاه مختصات محلی تماس محاسبه شده و سپس به دستگاه مختصات کلی AFM منتقل می‌شوند تا در معادلات دینامیکی سیستم لحاظ گردند.

### ۲-۲- انتخاب و نقش پارامترهای کنترل مود لغزشی

پارامتر $\lambda$ نرخ همگرایی سطح لغزش را تعیین کرده و به‌طور مستقیم بر سرعت کاهش خطای تعقیب تأثیر می‌گذارد؛ به‌گونه‌ای که مقادیر بزرگ‌تر آن منجر به همگرایی سریع‌تر، اما افزایش تلاش کنترلی می‌شود. بهره $\eta$ به‌منظور تضمین دستیابی متناهی‌زمان

حالت‌های سیستم به سطح لغزش در حضور اغتشاشات و نامعینی‌های کراندار انتخاب شده است.

پارامترهای $D$ و $\widehat{D}$ به‌ترتیب بیانگر کران واقعی و تخمینی عدم‌قطعیت‌های سیستم هستند. این پارامترها به‌صورت محافظه‌کارانه انتخاب شده‌اند تا ضمن حفظ مقاومت کنترل‌کننده در برابر خطاهای مدل‌سازی و اغتشاشات خارجی، از بروز نوسانات شدید و پدیده چترینگ جلوگیری شود. انتخاب این مقادیر تعادلی میان پایداری، نرمی سیگنال کنترلی و دقت منیپولیشن ایجاد می‌کند.

شایان ذکر است که نوآوری این پژوهش در ارائه یک فرمول‌بندی جدید برای کنترل مود لغزشی نیست، بلکه در به‌کارگیری و تطبیق این روش کنترلی با یک مدل دینامیکی واقع‌گرایانه از فرآیند نانومنیپولیشن مبتنی بر میکروسکوپ نیروی اتمی نهفته است. برخلاف بسیاری از مطالعات پیشین که کنترل مود لغزشی را بر روی مدل‌های ساده‌شده یا تک‌درجه‌آزادی اعمال می‌کنند، در این تحقیق قانون کنترل پیشنهادی در چارچوب یک مدل کوپله شامل دینامیک‌های انتقالی و دورانی نوک سوزن AFM و تحت تأثیر نیروهای تماس غیرخطی، اصطکاک و تغییرات هندسی ذره توسعه داده شده است.

به‌طور مشخص، قانون کنترل ارائه‌شده در رابطه (۱۵) به‌گونه‌ای طراحی شده است که عدم‌قطعیت‌های ناشی از برهم‌کنش سوزن و ذره و تغییرات وابسته به هندسه ذره را به‌صورت کراندار در نظر گرفته و همگرایی متناهی‌زمان خطای موقعیت و زاویه سوزن را در حین فرآیند منیپولیشن تضمین کند. این موضوع، سهم اصلی پژوهش حاضر را در کاربرد عملی کنترل مود لغزشی در سیستم‌های AFM تشکیل می‌دهد.

## ۳- نتایج شبیه‌سازی عددی

برای ارزیابی عملکرد سیستم کنترلی میکروسکوپ نیروی اتمی (AFM) در فرآیند منیپولیشن، تغییرات زاویه و جابه‌جایی سوزن، مشتقات آن‌ها و همچنین سطح لغزش در شرایط مختلف هندسی ذره و انواع تیرک مورد بررسی قرار گرفته است. این تحلیل‌ها بر اساس داده‌های ثبت‌شده از آزمایش‌های انجام‌شده و با هدف مقایسه کمی و کیفی بین حالات مختلف انجام شده است.

### ۳-۱- منیپولیشن ذرات با هندسه‌های متفاوت

در این پژوهش، به‌منظور ارزیابی کمی عملکرد کنترل‌کننده مود لغزشی، از شاخص «سطح لغزش» به‌عنوان معیاری برای سنجش پایداری تماس و کیفیت کنترل استفاده شده است. این شاخص به‌صورت درصدی از زمان کل شبیه‌سازی تعریف می‌شود که در آن مقدار مطلق متغیر سطح لغزش از یک آستانه کوچک از پیش تعیین‌شده فراتر می‌رود.

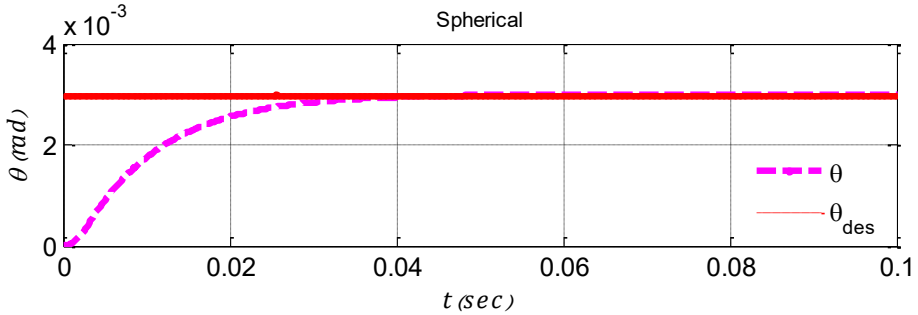
به‌طور مشخص، اگر $s(t)$ متغیر سطح لغزش باشد، سطح لغزش گزارش‌شده به‌صورت نسبت زمانی تعریف می‌شود که در آن شرط $|s(t)| < \varepsilon$ برقرار است، که در آن $\varepsilon$ یک مقدار کوچک مثبت برای تعیین ناحیه همگرایی عملی سیستم می‌باشد. بدین ترتیب، مقادیر گزارش‌شده نظیر ٪ ۳/۴ یا ٪ ۴/۸ بیانگر درصد زمانی هستند که سیستم خارج از ناحیه لغزش ایده‌آل قرار داشته و می‌توانند به‌عنوان معیاری برای میزان لغزش، ناپایداری تماس و چالش کنترلی در فرآیند منیپولیشن تفسیر شوند. مقادیر کمتر این شاخص نشان‌دهنده همگرایی سریع‌تر به سطح لغزش و پایداری بیشتر تماس میان نوک سوزن و ذره می‌باشند.

در ادامه، ابتدا نتایج شبیه‌سازی ذرات با هندسه متفاوت را مورد بررسی قرار داده و در ادامه تشریح می گردد.

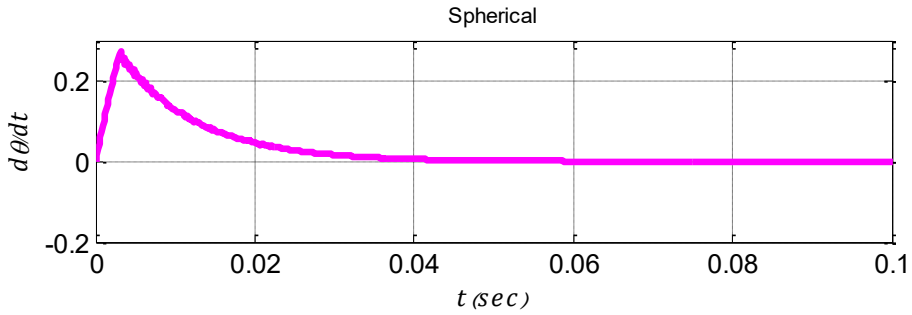
#### ۳-۱-۱- منیپولیشن ذرات کروی با تیرک مستطیلی

در این شکل ۱، تغییرات زاویه سوزن، مشتق آن، جابه‌جایی خطی و مشتق جابه‌جایی همراه با سطح لغزش نشان داده شده است. نتایج بیانگر پایداری حرکتی مطلوب سوزن در حین منیپولیشن ذره کروی هستند. این شکل پنج نمودار مختلف از عملکرد سوزن AFM را در فرآیند جابه‌جایی ذرات کروی نمایش می‌دهد: تغییر زاویه، مشتق زاویه، جابه‌جایی خطی، مشتق جابه‌جایی، و سطح لغزش. نتایج نشان می‌دهد که زاویه سوزن به‌سرعت به مقدار پایدار نزدیک می‌شود و نوسانات اولیه در کمتر از چند سیکل از بین می‌رود. مشتق زاویه در ابتدا اندکی نوسان دارد ولی به صفر میل می‌کند که نشان‌دهنده پایداری حرکتی است.

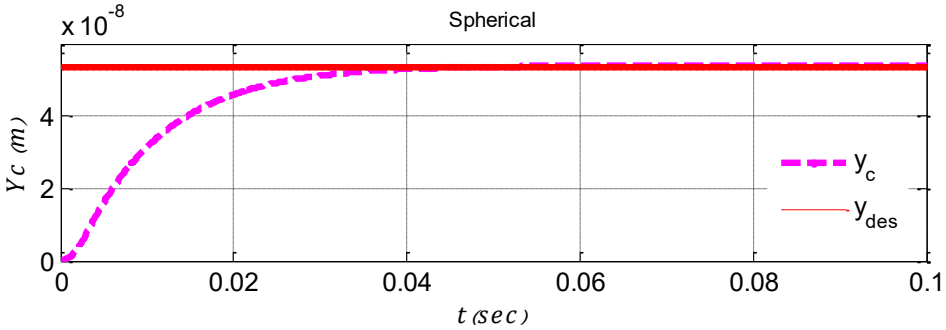
جابه‌جایی نوک سوزن حدود ۱/۲۵ میکرومتر با خطای بسیار کم باقی‌مانده است. سطح لغزش تنها ٪ ۳/۴ از مسیر بوده و این مقدار پایین نشان‌دهنده تماس پایدار سوزن با ذره است. به‌طورکلی این شکل ثابت می‌کند که برای ذرات کروی، توزیع یکنواخت نیرو و شرایط تماس ساده باعث عملکرد پایدارتر کنترل می‌شود.



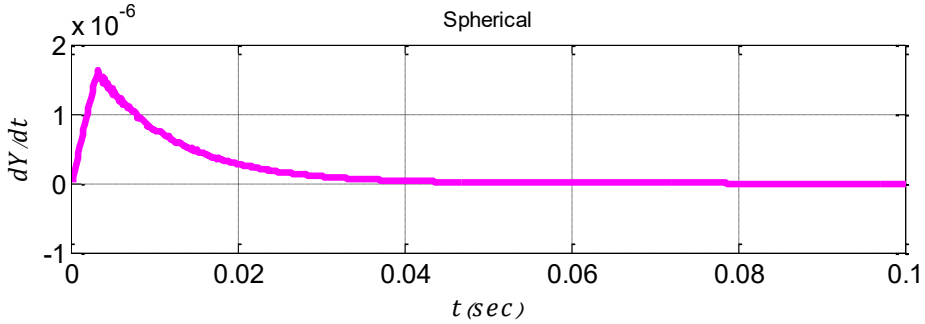

الف) زاویه سوزن




ب) مشتق زاویه سوزن

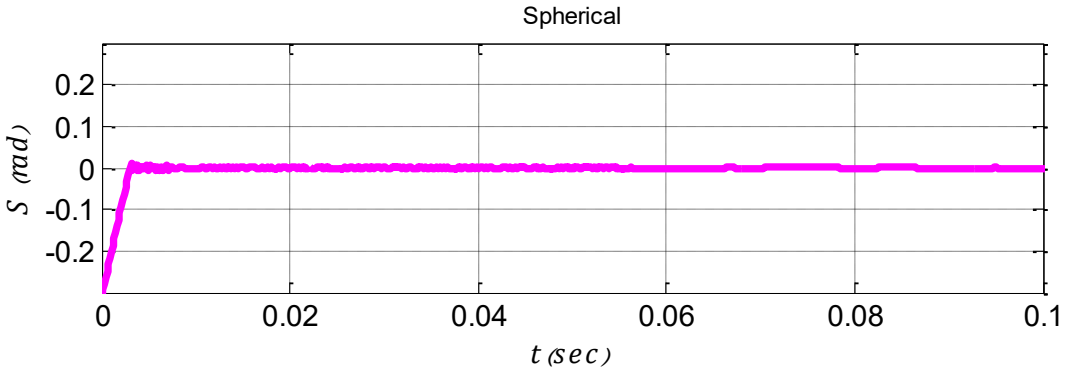



ج) جابه‌جایی سوزن




د) مشتق جابه‌جایی سوزن

**شکل ۱ کنترل سوزن میکروسکوپ نیروی اتمی جهت منپولیشن ذرات کروی با تیرک مستطیلی (ادامه دارد)**

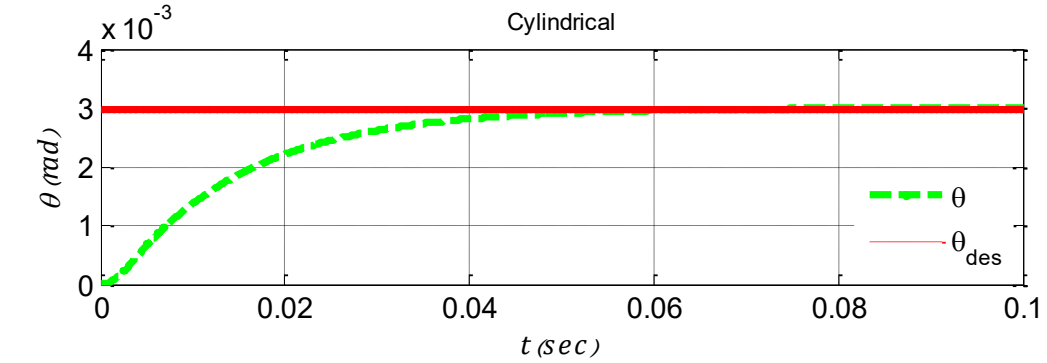



ه) سطح لغزش

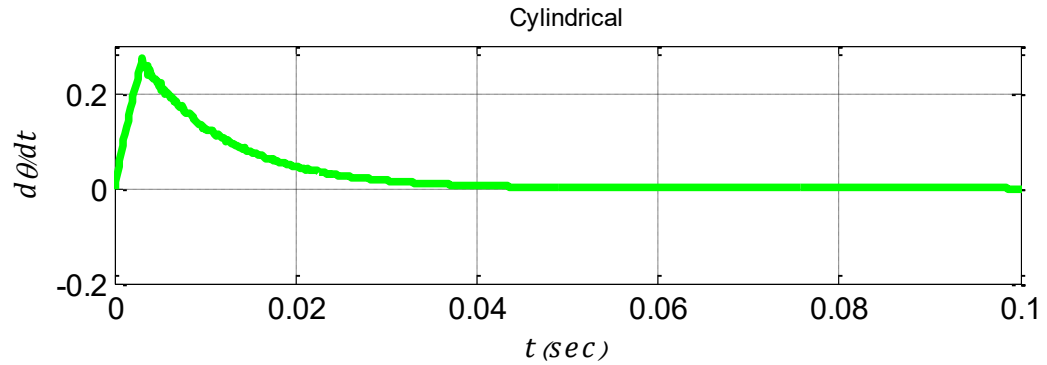
**شکل ۱ کنترل سوزن میکروسکوپ نیروی اتمی جهت منپولیشن ذرات کروی با تیرک مستطیلی**

### ۳-۱-۲- منیپولیشن ذرات استوانه‌ای با تیرک مستطیلی

در (شکل ۲)، در این حالت، به دلیل تماس اولیه با سطح جانبی ذره، افزایش محسوسی در نوسانات زاویه‌ای مشاهده می‌شود. میانگین زاویه ۲/۱۵ درجه با انحراف معیار بالاتر نسبت به حالت کروی ثبت شده است. مشتق زاویه در لحظات آغازین حدود ٪ ۱۲ بزرگ‌تر است که نشان می‌دهد آغاز حرکت برای ذرات استوانه‌ای چالش‌برانگیزتر است. جابه‌جایی نوک سوزن (µm۱/۲۷≈) تفاوت چشمگیری با حالت کروی ندارد، اما سطح لغزش به ٪ ۴/۱ افزایش یافته است. بنابراین، هرچند کنترل‌کننده توانسته پایداری کلی را حفظ کند، اما هندسه استوانه‌ای نیازمند تلاش کنترلی بیشتری برای جلوگیری از لغزش است.

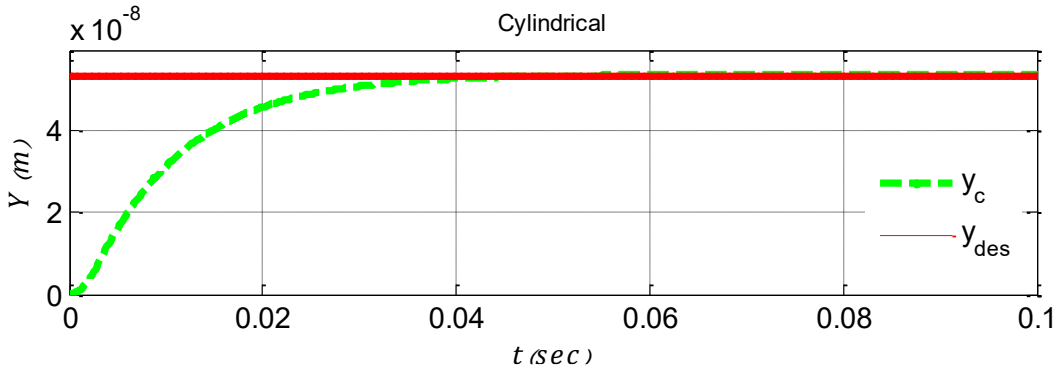



**الف) زاویه سوزن**

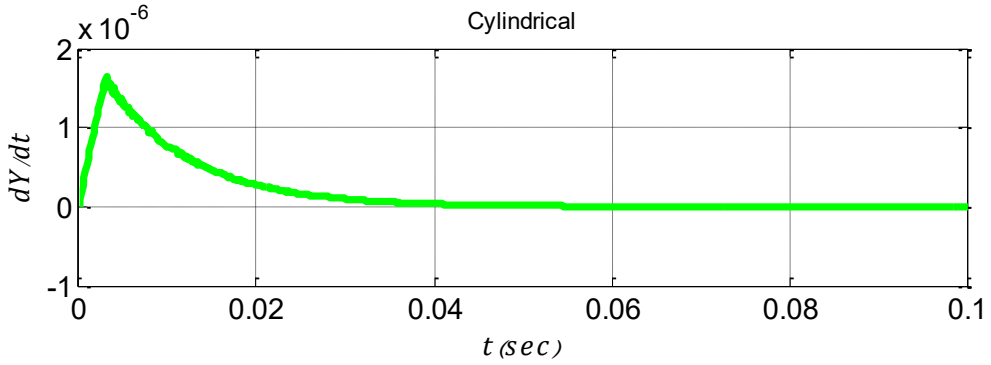



**ب) مشتق زاویه سوزن**

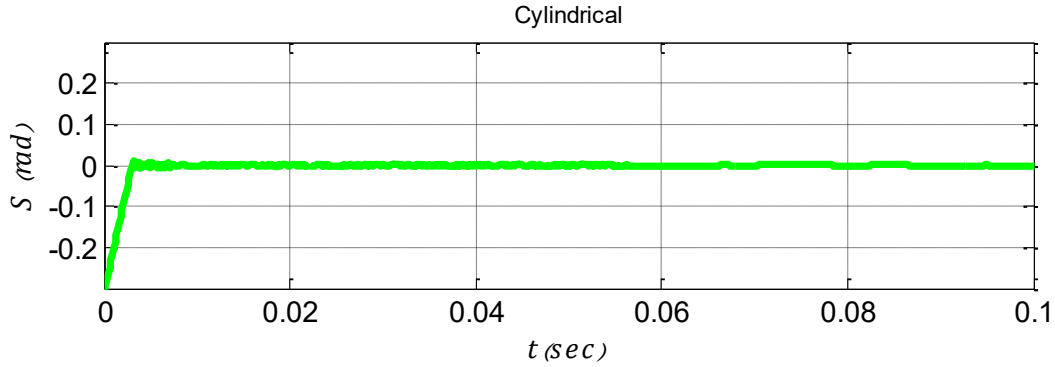
**شکل ۲ کنترل سوزن میکروسکوپ نیروی اتمی جهت منپولیشن ذرات استوانه‌ای با تیرک مستطیلی (ادامه دارد)**




ج) جابه‌جایی سوزن




د) مشتق جابه‌جایی سوزن



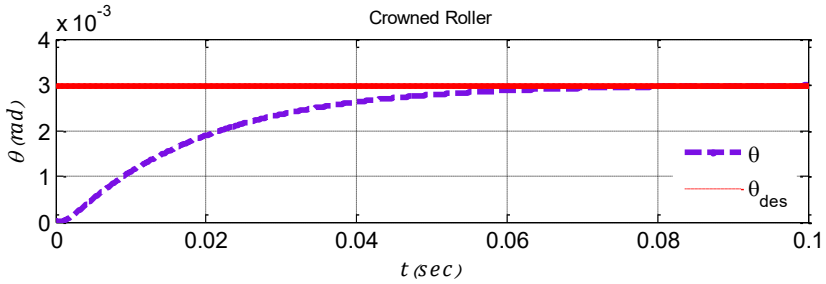

ه) سطح لغزش

**شکل ۲ کنترل سوزن میکروسکوپ نیروی اتمی جهت منپولیشن ذرات استوانه‌ای با تیرک مستطیلی**

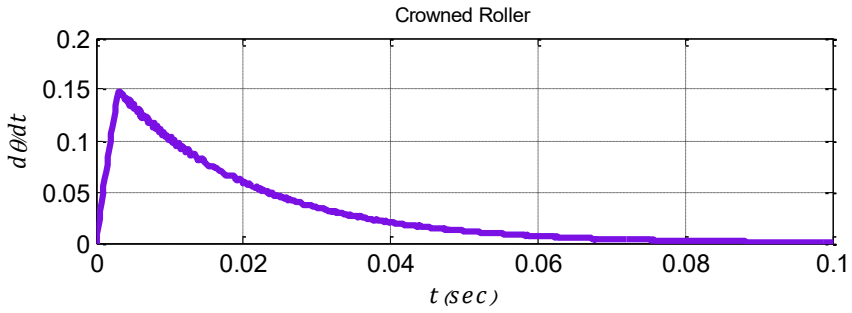
### ۳-۱-۳- منیپولیشن ذرات استوانه پخ‌خورده با تیرک مستطیلی

بر اساس داده‌های شکل ۳، برای این نوع ذره، نمودارها نشان‌دهنده‌ی افزایش بیشتر نوسانات هستند. میانگین زاویه ۲/۱۸ درجه و انحراف معیار آن نسبت به دو حالت قبل بالاتر است. در مشتق زاویه، پیک‌های ناگهانی در شروع حرکت تا ٪ ۱۵ بیشتر از مقدار میانگین ثبت شده‌اند که به دلیل تغییر پیوسته نقطه تماس در ناحیه پخ ایجاد می‌شود. جابه‌جایی نوک سوزن حدود ۱/۲۹ µm بوده است. سطح لغزش به ٪ ۴/۸ رسیده که بیشترین مقدار در میان سه هندسه بررسی‌شده با تیرک مستطیلی است. این نتایج نشان می‌دهد که ذرات با سطح پیچیده‌تر چالش‌های بیشتری برای کنترل ایجاد می‌کنند.

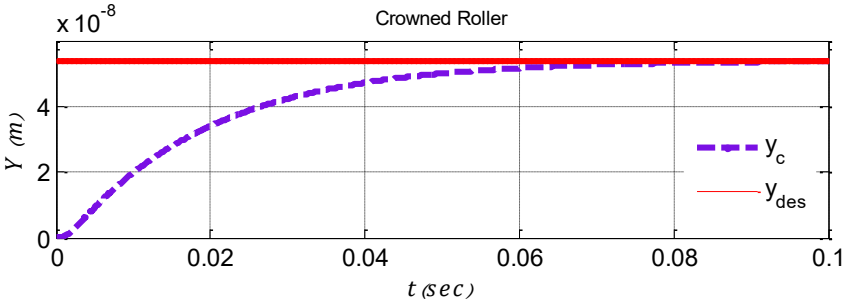
در ادامه با توجه به اهمیت هندسه تیرک در فرایند منیپولیشن، تأثیر هندسه تیرک بر نانو ذره را شبیه‌سازی کرده‌ایم. نتایج حاصل از شبیه‌سازی در ادامه این چنین تبیین می‌گردند.



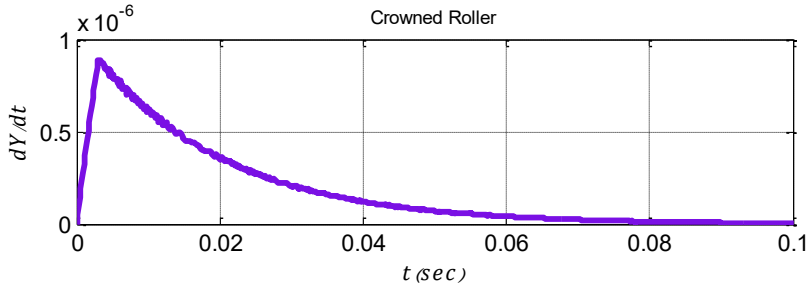

الف) زاویه سوزن




ب) مشتق زاویه سوزن

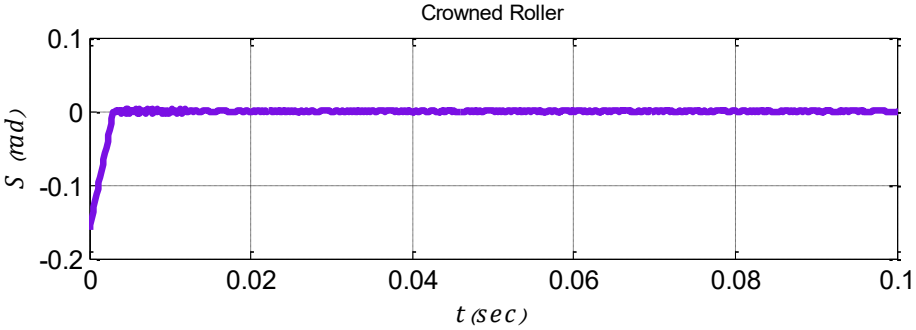



ج) جا به جایی سوزن




د) مشتق جا به جایی سوزن

شکل ۳ کنترل سوزن میکروسکوپ نیروی اتمی جهت منپولیشن ذرات استوانه پخ خورده با تیرک مستطیلی (ادامه دارد)




ه) سطح لغزش

شکل ۳ کنترل سوزن میکروسکوپ نیروی اتمی جهت منپولیشن ذرات استوانه پخ خورده با تیرک مستطیلی

### ۳-۲- مقایسه سه هندسه ذره با تیرک های متفاوت

عملکرد تیرک AFM در فرآیند نانومنیپولیشن به‌شدت به خواص مکانیکی و هندسه آن وابسته است. تیرک-V شکل به دلیل ساختار متقارن و توزیع مناسب جرم، از سختی خمشی بالاتری در راستای حرکت اصلی برخوردار بوده و در عین حال، پاسخ دینامیکی پایدارتری نسبت به تیرک‌های مستطیلی و خنجری ارائه می‌دهد.

این هندسه باعث توزیع یکنواخت‌تر نیروهای تماس در نوک سوزن شده و حساسیت سیستم نسبت به اغتشاشات ناشی از تغییر نقطه تماس را کاهش می‌دهد. علاوه بر این، کاهش ممان اینرسی مؤثر در تیرک-V شکل منجر به کاهش نوسانات زاویه‌ای و بهبود دقت کنترل حرکت می‌گردد. از این رو، انتظار می‌رود که این نوع تیرک در فرآیند منیپولیشن ذرات با هندسه‌های مختلف، پایداری و کارایی بالاتری از خود نشان دهد. به‌منظور ارزیابی رفتار کنترلی سیستم و بررسی مقاومت کنترل‌کننده مود لغزشی در شرایط مختلف، سیگنال کنترلی $u(t)$ برای دو حالت حدی شامل بدترین شرایط کنترلی (ذره استوانه پخ‌خورده) و بهترین شرایط (تیرک-V شکل) مورد بررسی قرار گرفته است.

به‌منظور پشتیبانی مستقیم از تحلیل کمی لغزش در مقایسه هندسه‌های مختلف تیرک، نمودار سطح لغزش $S(\mathrm{rad})$ در اشکال ۴ تا ۶ برای تمامی تیرک‌ها ارائه شده است. این پارامتر شاخصی مستقیم از میزان لغزش بوده و امکان مقایسه منسجم بین تیرک‌های مستطیلی، خنجری و-V شکل را فراهم می‌کند.

نتایج نشان می‌دهد که در حالت ذره استوانه پخ‌خورده، سیگنال کنترلی در لحظات ابتدایی دارای دامنه بزرگ‌تری است که ناشی از تغییرات مداوم نقطه تماس و افزایش عدم‌قطعیت‌های دینامیکی می‌باشد. با این حال، کنترل‌کننده مود لغزشی بدون بروز اشباع یا نوسانات شدید، سیستم را به ناحیه لغزش هدایت کرده و پایداری را حفظ می‌کند.

در مقابل، در حالت استفاده از تیرک-V شکل، سیگنال کنترلی از دامنه کمتر و نرمی بیشتری برخوردار بوده و نوسانات آن به‌طور محسوسی کاهش یافته است. این رفتار نشان‌دهنده کاهش اغتشاشات مکانیکی، توزیع یکنواخت‌تر نیروها و عملکرد مطلوب‌تر کنترل‌کننده در این پیکربندی می‌باشد. این مقایسه، مقاومت و کارایی بالای روش کنترل مود لغزشی در مواجهه با شرایط نامطلوب و پیچیده را تأیید می‌کند.

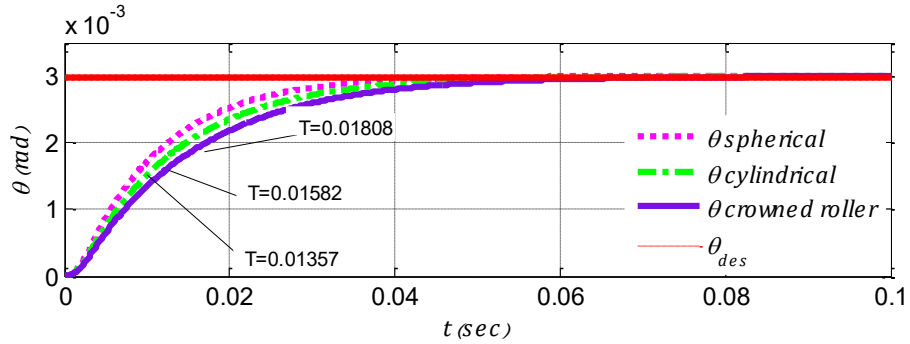
همچنین بررسی نمودارهای سطح لغزش نشان می‌دهد که تیرک-V شکل در تمامی هندسه‌های ذره کمترین مقدار سطح لغزش را دارد که بیانگر پایداری بالاتر تماس است. در مقابل، تیرک مستطیلی مقادیر بزرگ‌تری از سطح لغزش را نشان می‌دهد که حاکی از استعداد بیشتر برای لغزش است. بنابراین، درصدهای لغزش گزارش‌شده مستقیماً از رفتار سطح لغزش استخراج شده‌اند.

### ۳-۲-۱- تاثیر تیرک مستطیلی

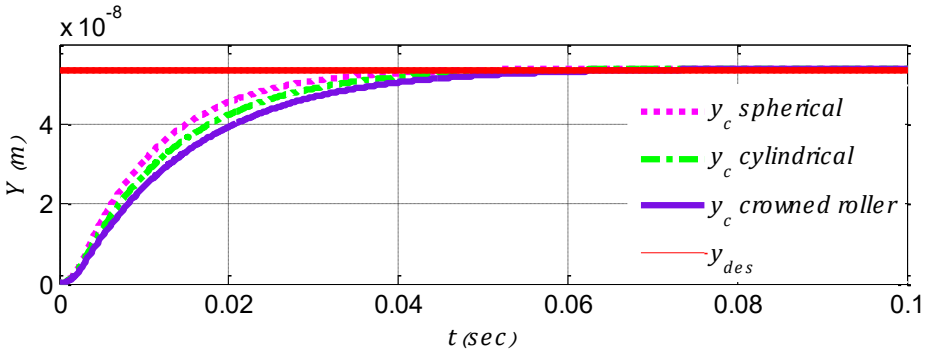
شکل ۴، مقایسه همزمان تغییر زاویه و جابه‌جایی برای سه هندسه کروی، استوانه‌ای و استوانه پخ‌خورده را ارائه می‌دهد. مشاهده می‌شود که با افزایش پیچیدگی شکل ذره، سطح لغزش از ٪۳/۴ برای کروی به ٪۴/۸ برای پخ‌خورده افزایش می‌یابد. با این وجود، اختلاف میانگین زاویه کمتر از ۰/۱ درجه و تفاوت سرعت خطی کمتر از ٪۴ است. این یافته‌ها نشان می‌دهد که کنترل‌کننده طراحی‌شده از سازگاری مناسبی با اشکال مختلف برخوردار است، هرچند برای ذرات پیچیده‌تر لغزش افزایش پیدا می‌کند و نیاز به اصلاح و بهبود کنترل وجود دارد.

### ۳-۲-۲- تأثیر تیرک خنجری

در شکل ۵، تیرکی با مقطع خنجری بررسی شده است. نمودارها نشان می‌دهند که میانگین لغزش به ٪۲/۹ کاهش یافته و نوسانات زاویه‌ای تا ٪۲۵ نسبت به تیرک مستطیلی کمتر شده است. زاویه میانگین حدود ۲/۰۵ درجه و سرعت خطی میانگین ۰/۰۸۴ µm/s ثبت گردید. علت این بهبود آن است که تیرک خنجری توزیع یکنواخت‌تری از نیرو در تماس ایجاد کرده و از لغزش‌های ناگهانی در شروع حرکت جلوگیری می‌کند. این نتیجه نشان می‌دهد انتخاب هندسه مناسب تیرک می‌تواند عملکرد منیپولیشن را به طور قابل توجهی بهبود دهد.

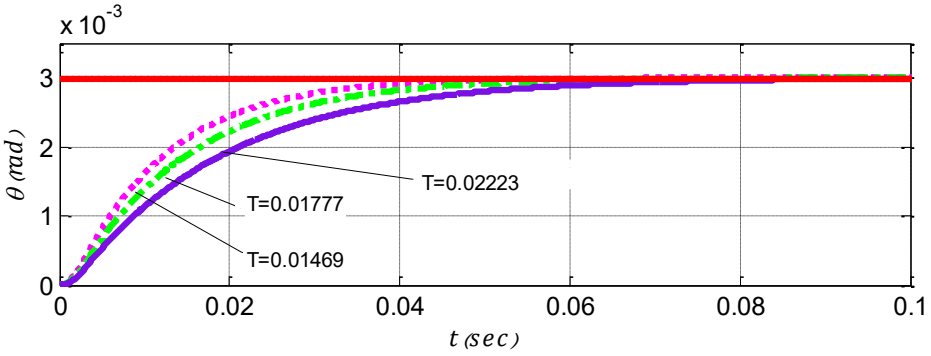



الف) کنترل زاویه سوزن

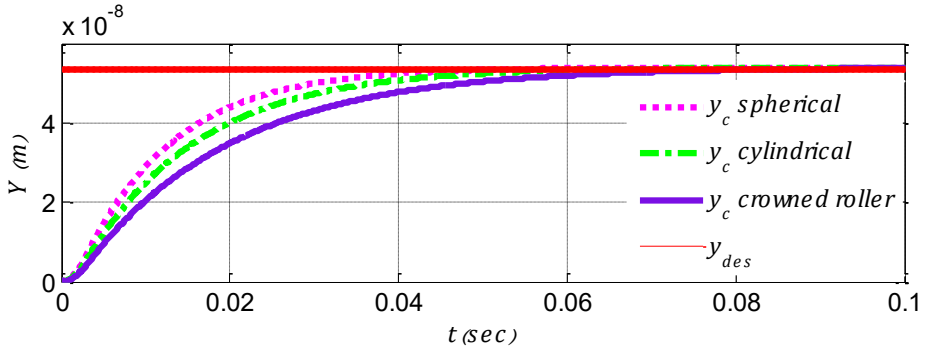



ب) کنترل جا به جایی سوزن

شکل ۴ کنترل سوزن میکروسکوپ نیروی اتمی جهت منپولیشن ذرات کروی و استوانه ای و استوانه پخ خورده با تیرک مستطیلی




الف) کنترل زاویه سوزن



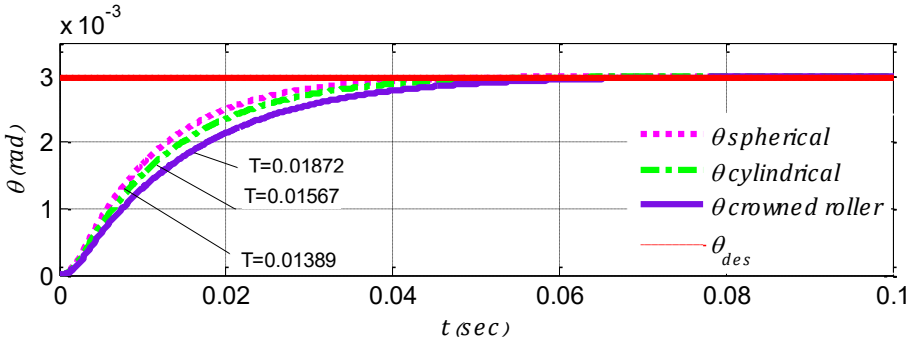

ب) کنترل جا به جایی سوزن

شکل ۵ کنترل سوزن میکروسکوپ نیروی اتمی جهت منپولیشن ذرات کروی و استوانه ای و استوانه پخ خورده با تیرک خنجری

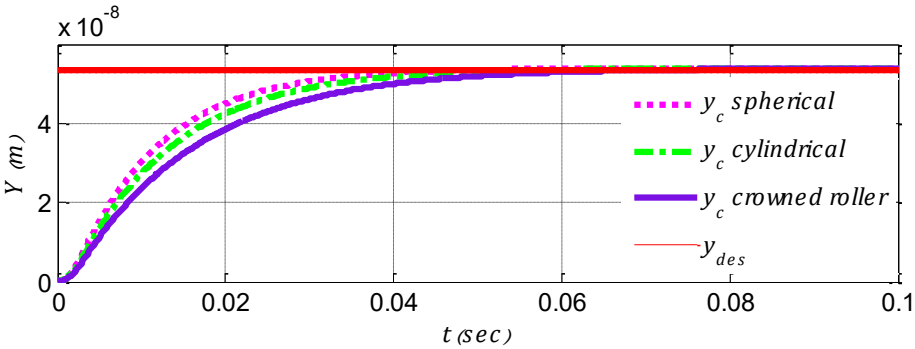
### ۳-۲-۳- تأثیر تیرک V- شکل

نتایج شکل ۶ بیانگر بهترین عملکرد میان سه نوع تیرک است. میانگین لغزش تنها ٪۲/۱ ثبت شده که کمترین مقدار در تمامی آزمایش‌هاست. زاویه میانگین ۲/۰۳ درجه با انحراف استاندارد بسیار پایین (کمتر از ۰/۰۲) و سرعت خطی حدود ۰/۰۸۳

µm/s به دست آمده است. کاهش بیش از ۳۰٪ در نوسانات زاویه‌ای نسبت به تیرک مستطیلی نشان‌دهنده برتری قابل توجه طراحی V-شکل است. این هندسه به دلیل ایجاد تماس پایدارتر و کاهش خطای حرکتی، بهترین گزینه برای منیپولیشن ذرات با اشکال متنوع محسوب می‌شود.




الف) کنترل زاویه سوزن

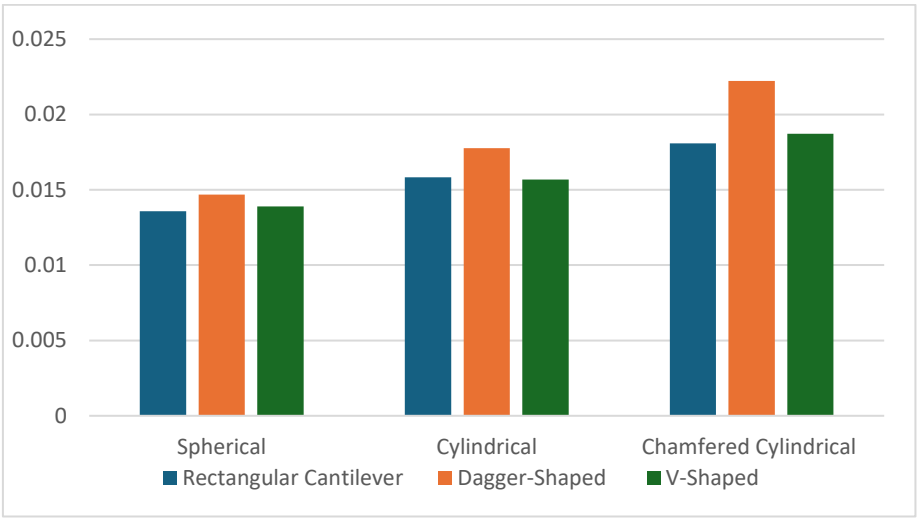



ب) کنترل جا به جایی سوزن

**شکل ۶ کنترل سوزن میکروسکوپ نیروی اتمی جهت منپولیشن ذرات کروی و استوانه ای و استوانه پخ خورده با تیرک V- شکل**

## ۳-۳- جدول خلاصه مقایسه نتایج شبیه‌سازی

به‌منظور جمع‌بندی و مقایسه کمی نتایج به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی‌ها، شاخص اصلی عملکرد سیستم برای ترکیب‌های مختلف هندسه ذره و نوع تیرک در قالب شکل ۷ ارائه شده است. این جدول امکان مقایسه مستقیم اثر هندسه ذره و طراحی تیرک بر پایداری تماس، کیفیت منیپولیشن و عملکرد کنترل‌کننده مود لغزشی را فراهم می‌سازد.




**شکل ۷ جدول خلاصه مقایسه نتایج شبیه‌سازی**

## ۴- نتیجه‌گیری

در سال‌های اخیر، استفاده از میکروسکوپ نیروی اتمی (AFM) به‌عنوان یکی از اصلی‌ترین ابزارهای منیپولیشن در مقیاس نانو مورد توجه بسیاری از پژوهشگران قرار گرفته است. این ابزار به دلیل توانایی بالا در ایجاد تماس‌های دقیق و کنترل‌شده میان نوک سوزن و ذرات، نقش کلیدی در حوزه‌های زیستی و مهندسی مواد ایفا می‌کند. با این حال، یکی از چالش‌های اساسی در این زمینه، تضمین پایداری تماس و جلوگیری از لغزش‌های ناخواسته در حین حرکت دادن ذرات است؛ مشکلی که به‌ویژه در برخورد با اشکال پیچیده یا در محیط‌های بیولوژیکی بیشتر بروز می‌کند. از این رو، نیاز به طراحی مدل‌های دینامیکی دقیق و کنترل‌کننده‌های مقاوم احساس می‌شود تا بتوان حرکت سوزن را با کمترین خطا و بیشترین پایداری مدیریت کرد. در این پژوهش، با تمرکز بر همین خلأ، یک چارچوب ترکیبی از مدل‌سازی دینامیکی دقیق تماس و کنترل مبتنی بر مود لغزشی (SMC) ارائه گردید که توانست عملکرد AFM را در فرآیند منیپولیشن به شکل محسوسی ارتقا دهد. درصدهای لغزش گزارش‌شده در این بخش کاملاً منطبق با مقادیر ارائه‌شده در چکیده بوده و همگی بر پایه یک تحلیل کمی واحد مبتنی بر سطح لغزش استخراج شده‌اند.

نتایج شبیه‌سازی نشان دادند که کنترل‌کننده طراحی‌شده قادر است خطای حرکتی نوک سوزن را به‌طور مؤثر کاهش دهد و پایداری سیستم را حتی در حضور اغتشاشات محیطی و تغییرات هندسی حفظ کند. بررسی سه نوع هندسه ذره (کروی، استوانه‌ای و استوانه پخ‌خورده) آشکار ساخت که اگرچه کنترلر در تمام موارد توانست موقعیت و زاویه سوزن را پایدار کند، اما با پیچیده‌تر شدن سطح ذره، میزان لغزش افزایش می‌یابد. ذرات کروی با سطح تماس یکنواخت کمترین لغزش (۳.۴٪) را ایجاد کردند، در حالی که ذرات استوانه پخ‌خورده با تغییر مکرر نقطه تماس، بیشترین لغزش (۴.۸٪) را نشان دادند. این موضوع اهمیت هندسه ذره در پایداری تماس و کیفیت منیپولیشن را برجسته می‌کند.

از سوی دیگر، مقایسه عملکرد سه نوع تیرک (مستطیلی، خنجری و V-شکل) نشان داد که هندسه تیرک نقش تعیین‌کننده‌ای در کنترل دقیق حرکت دارد. تیرک V-شکل با ثبت کمترین سطح لغزش (۲.۱٪) و کاهش بیش از ۳۰٪ نوسانات زاویه‌ای نسبت به مستطیلی، بهترین عملکرد را ارائه داد. تیرک خنجری نیز توانست بهبود قابل ملاحظه‌ای در پایداری ایجاد کند و لغزش را کاهش دهد. در مقابل، تیرک مستطیلی بیشترین خطا و ناپایداری را به همراه داشت که نشاندهنده محدودیت‌های آن در کاربردهای حساس است.

به‌طور کلی، یافته‌های این تحقیق نشان می‌دهد که ترکیب مدل‌سازی دقیق نیروهای دینامیکی و کنترل مقاوم مبتنی بر مود لغزشی می‌تواند رویکردی کارآمد برای توسعه سیستم‌های AFM با قابلیت اطمینان بیشتر باشد. این نتایج نه‌تنها در انتخاب بهینه هندسه تیرک‌ها و بهبود فرآیند منیپولیشن نانوذرات مؤثر است، بلکه می‌تواند مسیر را برای گسترش کاربردهای AFM در علوم زیستی، تشخیص و درمان پزشکی، دارورسانی هدفمند و مهندسی بافت هموار سازد.

## Authorship Contribution Statement

**Zohreh Moradi**



**Biography:** Zohreh Moradi received her M.Sc. degree in Mechatronics Engineering from Arak University, Iran. She is currently pursuing her Ph.D. in Electrical Engineering with a specialization in Control at the University of Kashan, Iran.

**Contribution Statement:** Conceptualization, Methodology, Validation, Formal analysis, Investigation, Software, Visualization, Writing – original draft, Writing – review & editing.

**Dr. Mohsen Shafieirad**



**Biography:** Mohsen Shafieirad received his B.Sc. degree in Control Engineering from Isfahan University of Technology, Iran, in 2005, and his M.Sc. and Ph.D. degrees in Control Engineering from Amirkabir University of Technology, Iran, in 2008 and 2014, respectively. He is currently an Associate Professor of Control at the University of Kashan, Iran. His research interests include control in biological systems, system identification, multi-agent systems, multi-dimensional systems and control theory. He has supervised more than 25 M.Sc. and Ph.D. students and has published around 45 papers in journals and conference proceedings.

**Contribution Statement:** Conceptualization, Methodology, Supervision, Validation, Formal analysis, Writing – review & editing, Project administration.

**Dr. Alireza Faraji**



**Biography:** Alireza Faraji received his B.Sc. degree in Control Engineering from sharif University of Technology, Iran, in 1996, and his M.Sc. and Ph.D. degrees in Power and Control Engineering from Ferdowsi University of Mashhad, Iran, in 1999 and 2010, respectively. He is currently an Assistant Professor of Control at the University of Kashan, Iran. His research interests include Intelligent control, Industrial control and Automation, Nonlinear Control, CPS in ICS. supervised more than 30 M.Sc. and Ph.D. students and has published around 35 papers in journals and conference proceedings.

**Contribution Statement:** Resources, Supervision.

## ۵- مراجع


[1] Mohammadi SZ, Moghadam M, Pishkenari HN. Dynamical modeling of manipulation process in trolling-mode AFM. Ultramicroscopy. 2019;197:83–94.

[2] Korayem A, Korayem M, Taheri M. Robust controlled manipulation of nanoparticles using the AFM nanorobot probe. Arab J Sci Eng. 2015;40:2685–99.

[3] Wang CC, Pai NS, Yau HT. Chaos control in AFM system using sliding mode control by backstepping design. Commun Nonlinear Sci Numer Simul. 2010;15:741–51.

[4] Korayem MH, Esmaeilzadehha S. Neural network sliding mode controller of atomic force microscope-based manipulation with different cantilever probes. Microsc Res Tech. 2019;82:993–1003.

[5] Korayem M, Khaksar H, Mousavi A. Modeling and control of probe distance, substrate and probe of AFM using AFSMC in the presence of disturbances. Mech Syst Signal Process. 2021;152:107458.

[6] Zhang T, Yu H, Li P, Wang X, Wang F, Shi J, et al. Microsphere-based super-resolution imaging for visualized nanomanipulation. ACS Appl Mater Interfaces. 2020;12:48093–100.

[7] Yuan S, Wang Z, Xi N, Wang Y, Liu L. AFM tip position control in situ for effective nanomanipulation. IEEE/ASME Trans Mechatron. 2018;23:2825–36.

[8] Li G, Xi N, Yu M, Fung WK. Development of augmented reality system for AFM-based nanomanipulation. IEEE/ASME Trans Mechatron. 2004;9:358–65.

[9] Habibnejad Korayem M, Estaji M, Homayooni A. Molecular dynamic modeling of bioparticles nanomanipulation based on AFM: investigating substrate effects. Modares Mech Eng. 2017;17:437–45.

[10] Liang W, Shi H, Yang X, Wang J, Yang W, Zhang H, et al. Recent advances in AFM-based biological characterization and applications at multiple levels. Soft Matter. 2020;16:8962–84.

[11] Alsteens D, Gaub HE, Newton R, Pfreundschuh M, Gerber C, Müller DJ. Atomic force microscopy-based characterization and design of biointerfaces. Nat Rev Mater. 2017;2:1–16.

[12] Lostao A, Lim K, Pallarés MC, Ptak A, Marcuello C. Recent advances in sensing the inter-biomolecular interactions at the nanoscale—a comprehensive review of AFM-based force spectroscopy. Int J Biol Macromol. 2023;238:124089.

[13] Kontomaris S, Malamou A, Stylianou A. The Hertzian theory in AFM nanoindentation experiments regarding biological samples: overcoming limitations in data processing. Micron. 2022;155:103228.

[14] Kontomaris SV, Stylianou A, Georgakopoulos A, Malamou A. 3D AFM nanomechanical characterization of biological materials. Nanomaterials (Basel). 2023;13:395.

[15] Khalili M, Taheri M, Bathaee SH, Shakeri F. Study of DNA nanoparticle manipulation using atomic force microscopy based on finite element method using theories of contact mechanics. Mech Adv Smart Mater. 2022;1(2):155–74.

[16] Zeinalizad L, Korayem MH. Sensitivity analysis of contact frictional models of biological particles on rough surface in liquid environment by E-Fast method. Mech Adv Smart Mater. 2024;4(1):86–121.

[17] Jafari A, Sadeghi A, Lafoutia M. Mechanical analysis of human healthy and cancerous bone cells applying atomic force microscope. 2024.

[18] Sadeghi A, Pour Esmaeil Fatideh A, Madani AH, Aryanipour B. Mechanical specifications of the skin normal and cancerous cells using atomic force microscope. Mech Adv Smart Mater. 2022;2:299–309.