



## Simulation of Sperm-Like Microswimmers Using Finite Element Method

A. Heydari<sup>1</sup>, M. Zabetian Targhi<sup>1\*</sup>, S. Zeaei<sup>1</sup>, R. Nosrati<sup>2</sup>, I. Halvaei<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

<sup>2</sup> Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Monash University, Melbourne, Australia

<sup>3</sup> Department of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

### Review History:

Received: Mar. 07, 2022

Revised: Aug. 12, 2022

Accepted: Aug. 13, 2022

Available Online: Aug. 18, 2022

### Keywords:

Microswimmers

Sperm

Hydrodynamic forces

Synchronized swimming

Wave

**ABSTRACT:** This research investigates the motion of microorganisms in an incompressible Newtonian fluid using the finite element method in 2D and 3D. The undulating motion generated inside a microswimmer's tail creates hydrodynamic forces within the fluid, which its reaction force propels the microswimmer forward. The Navier-Stokes equation is coupled to Newton's law and solved in the computational domain to simulate the microswimmer's motion. In the first part of this study, the effect of geometric parameters (channel width) and wave parameters (wave amplitude and wavelength) on the swimmer's velocity was investigated. The obtained results indicated that the trend of velocity changes in 2D is not predictable, and the channel height affects this relationship significantly. In the second part of this study, the synchronized swimming phenomenon in 2D and 3D was investigated using the developed model. The results showed that the average swimming velocity in 2D side-by-side, 3D side-by-side, and 3D top-bottom configurations increases by 12%, decreases by 10%, and increases by 7%, respectively. Finally, by examining the pressure distribution in the computational domain, it can be concluded that the force dipoles created by the microswimmers' undulating tails, and their position, are the reason behind the increase or decrease of the average swimming velocity.

### 1- Introduction

Decades ago, Taylor [1] (analytical) studied the swimming motion of an infinite sheet with low amplitude sinusoidal beating waves in a viscous fluid, similar to beating waves in a spermatozoon flagellum. He solved the Stokes equation and showed that the sheet moves forward at a rate of  $2\pi^2 A^2/\lambda^2$  times the propagating wave speed. Hancock [2] (analytical) introduced the basics of a Slender Body Theory. He put distributions of force functions (Stokeslets and dipoles) capable of generating the equivalent effect of an undulating filament inside the fluid domain to imitate the swimmer's motion. He showed that the motion of a finite filament and an infinite sheet, both moving with the same wave parameters, are not very different.

Also, remarkable and surprising results were obtained over the years by examining microorganisms such as sperm and bacteria. Two interesting features of sperm swimming are slithered and synchronized swimming. The point to consider about synchronized swimming is the existence of different results obtained from analytical, experimental, and numerical research. Gompper et al. [3] (numerical) investigated the synchronization phenomenon of sperm clusters containing up to 20 sperms. They showed that the dissipated energy rate for synchronized swimming decreases when the tails beat in phase. Woolley et al. (experimental) [4] observed flagellar

synchronization between bull spermatozoa as they swam in a viscous medium. They also observed a rise in conjoint beat frequency, wave velocity, and swimming velocity in paired spermatozoa.

Against the cases mentioned above, some studies reported that not only does not side-by-side and in-plane synchronization increase swimming velocity, but it also decreases it and increases the average energy dissipation rate. They noted that only the above-below configuration of swimmers in the 3D fluid domain would increase velocity and decrease energy dissipation rate. Llopis et al. [5] (numerical) showed that the total efficiency increases when the swimmers are co-planar and synchronized at small distances between the swimmers. However, the opposite happens to the swimming velocity.

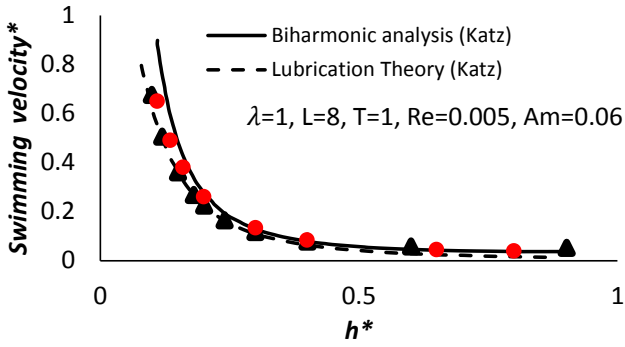
In this paper, we will first propose a microswimmer model in both 2D and 3D and investigate the effect of geometrical and wave parameters on its swimming speed. In the second part, synchronized swimming in different configurations is examined using the developed model.

### 2- Results and Discussion

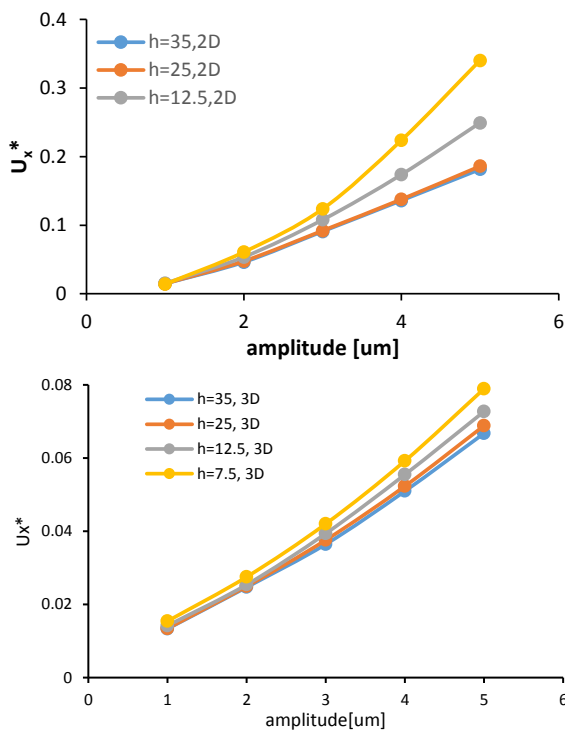
In this section, the present study is first validated against the works done by Katz [6] and Qin et al. [7], then results obtained in the simulations are presented.

\*Corresponding author's email: Zabetian@modares.ac.ir





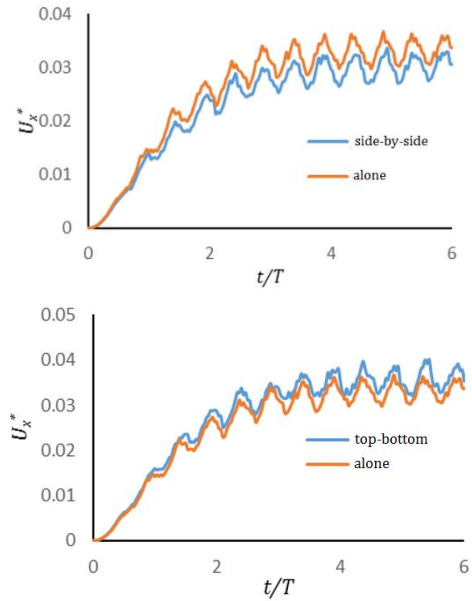
**Fig. 1. Validation of the present model compared with the results of Katz [6] and Qin et al. [7].**



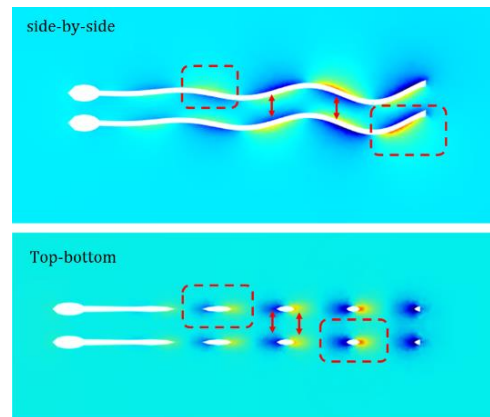
**Fig. 2. Changes in the magnitude of the dimensionless swimming velocity inside microchannels with different widths, based on the amplitude of the wave created inside the swimmer's tail. Top: 2D, Bottom: 3D**

As seen in Fig. 2, the reason behind the deviation of 2D results from the analytical correlations is that the flow is confined in 2D space, which causes unrealistic stresses to occur and increase the swimming velocity. In contrast, in 3D space, the flow can easily shift from high-pressure areas to low-pressure, causing the flow field to have a more realistic distribution and preventing excessive stresses over the swimmer's surface.

Regarding the results obtained from investigating synchronized swimming, as seen in Fig. 3, it is shown that when swimmers are placed over a shared plane and swim in



**Fig. 3. Top: Dimensionless swimming velocity for side-by-side and single swimming configurations in 3D, bottom: Dimensionless swimming velocity for side-by-side and single swimming configurations in 3D**



**Fig. 4. Pressure dipoles caused due to the microswimmers' tail motion for side-by-side and top-bottom configurations**

side-by-side configurations, their mean swimming velocity decreases by 10 percent when compared to the swimming velocity of a single swimmer. However, in the case of top-bottom synchronized swimmers, the results show that the mean average velocity increases by 7% compared to a single swimmer. This difference is speculated to be due to the pressure distribution around swimmers.

As seen in Fig. 4, when swimmers are in a side-by-side configuration, the fluid pressure in space between swimmers negates each other causing the swimming velocity to decrease. In top-bottom, the pressure reinforces itself, causing a rise in

swimming velocity.

### 3- Conclusions

This research simulated the swimming of microorganisms in an incompressible Newtonian fluid. The microswimmer creates hydrodynamic forces in the fluid by creating waves in its flagellum. In the first part of this research, the swimming of a single microorganism was investigated, and the effect of geometric and wave parameters on swimming velocity was investigated.

In the second part of this research, synchronized swimming was investigated. It was shown that the average swimming velocity in 2D side-by-side, 3D side-by-side, and 3D top-bottom configurations increases by 12%, decreases by 10%, and increases by 7%, respectively. Also, it was shown that the location and direction of pressure dipoles created due to the swimming of microorganisms is the reason behind this phenomenon.

### References

- [1] G. Taylor, Analysis of the Swimming of Microscopic Organisms, Proc. R. Soc. Lond. A, 209 (1951) 447-461.
- [2] G.J. Hancock, The Self-Propulsion of Microscopic Organisms through Liquids, Proc. R. Soc. Lond. A, 217 (1953) 96-121.
- [3] Y. Yang, Cooperation of Sperm in Two Dimensions: Synchronization, Attraction and Aggregation through Hydrodynamic Interactions, Physical Review E, 78(6) (2009) 061903.
- [4] D.M. Woolley, R.F. Crockett, W.D.I. Groom, S.G. Revell, A study of synchronisation between the flagella of bull spermatozoa , with related observations, (2009) 2215-2223.
- [5] I. Llopis, I. Pagonabarraga, M. Cosentino Lagomarsino, C.P. Lowe, Cooperative motion of intrinsic and actuated semiflexible swimmers, Physical Review E, 87(3) (2013) 1-12.
- [6] D.F. Katz, On the propulsion of micro-organisms near solid boundaries, J . Fluid Mech., 64(1) (1974) 39-49.
- [7] F.-h. Qin, W.-x. Huang, H.J. Sung, Simulation of small swimmer motions driven by tail / flagellum beating, Computers and Fluids, 55 (2012) 109-117.

#### HOW TO CITE THIS ARTICLE

A. Heydari, M. Zabetian Targhi, S. Zeaei, R. Nosrati, I. Halvaei, Simulation of Sperm-Like Microswimmers Using Finite Element Method, Amirkabir J. Mech Eng., 54(8) (2022) 349-352.

DOI: [10.22060/mej.2022.21196.7397](https://doi.org/10.22060/mej.2022.21196.7397)







## شبیه‌سازی حرکت میکروشناگران با الگوبرداری از روی اسپرم به روش المان محدود

علی حیدری<sup>۱</sup>، محمد ضابطیان طرقی<sup>۱\*</sup>، سروش ضیایی<sup>۱</sup>، رضا نصرتی<sup>۲</sup>، ایمان حلوایی<sup>۳</sup>

۱- دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۲- دانشکده مهندسی مکانیک و هوافضا، دانشگاه موناخ، ملبورن، استرالیا

۳- دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

### تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۴۰۰/۱۲/۱۶

بازنگری: ۱۴۰۱/۰۵/۲۱

پذیرش: ۱۴۰۱/۰۵/۲۲

ارائه آنلاین: ۱۴۰۱/۰۵/۲۷

### کلمات کلیدی:

میکروشناگران

اسپرم

نیروهای هیدرودینامیکی

شنای هماهنگ

موج

**خلاصه:** در این پژوهش حرکت میکروشناگر در یک سیال نیوتنی تراکم ناپذیر با استفاده از روش المان محدود در حالات دو و سه‌بعدی بررسی شده‌است. حرکت موجی شکل در دم میکروشناگر باعث ایجاد نیروهای هیدرودینامیکی درون سیال می‌شود و نیروی عکس‌العمل آن، باعث به جلو راندن میکروشناگر می‌شود. برای بررسی این موضوع، معادله ناوریر-استوکس با قانون نیوتن جفت شده و در ناحیه محاسباتی حل شده‌است. در قسمت اول این پژوهش، تأثیر پارامترهای هندسی، همچون عرض کانال و پارامترهای موجی، همچون دامنه و طول موج، بر سرعت میکروشناگر بررسی شد. در میان نتایج بدست آمده، رابطه بین طول موج و سرعت میکروشناگر مورد توجه قرار گرفت. نشان داده شد که روند تغییرات سرعت در حالت دوبعدی قابل پیش‌بینی نبوده و ارتفاع کانال شدیداً بر این رابطه تأثیر می‌گذارد. در قسمت دوم این مطالعه، با استفاده از مدل گسترش داده شده به بررسی پدیده شنای هماهنگ در دو حالت دو و سه‌بعدی پرداخته و نشان داده شد که میانگین سرعت شنا در حالت پهلو به پهلو دوبعدی، پهلو به پهلو سه‌بعدی و بالا-پایین سه‌بعدی، به ترتیب ۱۲ درصد افزایش، ۱۰ درصد کاهش و ۷ درصد افزایش می‌یابد. در انتها نیز با بررسی توزیع فشار در دامنه محاسباتی و اطراف میکروشناگران می‌توان به این نتیجه رسید که دوقطبی‌های ایجاد شده ناشی از ضربه دم میکروشناگران و جهت قرارگیری آن‌ها علت افزایش و یا کاهش میانگین سرعت شنا است.

### ۱- مقدمه

حرکت میکروارگانیسم‌ها در مقیاس کوچک همواره یکی از زمینه‌های اصلی مورد مطالعه محققان بوده‌است [۱]. ریزجانداران<sup>۱</sup> می‌توانند با استفاده از اندام‌های میکروسکوپی خود مانند تاژک یا مژک در داخل این جهان کوچک حرکت کنند [۲]. به طور مثال، فرآیند باروری به توانایی یک اسپرم متحرک برای به حرکت درآوردن خود در محیط پیچیده دستگاه تناسلی جنس مؤنث بستگی دارد، تا با رسیدن به تخمک، آن را بارور کند [۳]. ناگفته نماند که همچنان مطالعات و تحقیقات زیادی بر روی میکروروبات‌ها و میکروشناگران مصنوعی با کاربرد در زمینه‌های پزشکی در حال انجام است تا آن‌ها را کارآمدتر و قابل اعتمادتر سازند [۴ و ۵]. بنابراین با توجه به فرصت‌های بالقوه در این زمینه، باید درک و دانش بیشتری از نحوه حرکت این موجودات و تأثیر عوامل خارجی بر روی حرکت ریزجانداران به دست آید [۶].

در یکی از اولین مطالعات انجام شده بر روی میکروشناگران، تیلور [۷]

(تحلیلی) در سال ۱۹۵۱ حرکت یک صفحه بی‌نهایت را با امواج ضربه‌ای سینوسی با دامنه کم و شبیه به موجی که در دم یک اسپرم دیده می‌شود، در یک سیال نیوتنی بررسی کرد. در این پژوهش، با حل معادله استوکس نشان داده شد که صفحه مورد مطالعه با نرخ  $2\pi^2 A^2 / \lambda^2$  برابر سرعت انتشار موج، رو به جلو حرکت می‌کند. کاتر [۸] نیز از رویکرد مشابهی استفاده و یک صفحه بینهایت را که در یک کانال و نزدیک به دیوار نوسان می‌کرد، به صورت تحلیلی مورد بررسی قرار داد. نشان داده شد زمانی که صفحه در نزدیکی یک دیوار قرار می‌گیرد، سرعت شنا به طور چشم‌گیری افزایش می‌یابد و صفحه تمایل دارد حتی به دیوار نزدیک‌تر شود. هنگامی که [۹] نیز در مطالعه‌ای تحلیلی، اصول ابتدایی روشی را معرفی کرد که در سال‌های بعد توسعه یافت و به نام نظریه بدن باریک<sup>۲</sup> شناخته شد [۸ و ۹] در این مطالعه، توزیعی از توابع نیرو (استوکسلت<sup>۳</sup> و دوقطبی<sup>۴</sup>) که قادر به ایجاد اثر معادل یک

- 2 Slender body
- 3 Stokeslets
- 4 Dipole

- 1 Micro-organisms

\* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: Zabetian@modares.ac.ir



رشته موج هستند، در داخل دامنه سیال قرار داده شد تا حرکت میکروشناگر تقلید شود. نتایج این بررسی نشان داد که حرکت یک رشته محدود و یک صفحه نامحدود، که هر دو با پارامترهای موجی یکسان حرکت می‌کنند، تفاوت چندانی با هم ندارد.

همچنین طی سالیان، با بررسی ریزجاندارانی همچون اسپرم و باکتری، نتایج قابل توجه و شگفت‌انگیزی در مورد الگوهای مختلف شناپی [۳]، پاسخ ریزجانداران به عوامل محرک جریانی، دمایی و شیمیایی خارجی [۱۲-۱۰] به دست آمد که حتی برای برخی از آن‌ها همچنان پاسخ و دلیل قانع‌کننده‌ای موجود نیست [۱۵]. دو مورد از این ویژگی‌های جالب که علی‌الخصوص در شنای اسپرم رخ می‌دهد، به شنای خزشی<sup>۱</sup> و شنای هماهنگ<sup>۲</sup> معروف هستند [۱۶-۱۴]. نصرتی و همکاران [۱۷] به صورت تجربی با استفاده از میکروسکوپ فلورسانس بازتاب داخلی<sup>۳</sup>، الگوی شنای خزشی دو بعدی را هنگامی که اسپرم در فاصله ۱ میکرونی از سطح شنا می‌کند، مشاهده کردند. نتایج بدست آمده از این پژوهش نشان داد که این الگوی شنا متناوب است و فقط برای لزجت‌های بالاتر از  $2 \text{ [mPa.s]}$  رخ می‌دهد. همچنین مشاهده شد که اسپرم انسان در این حالت ۵۰ درصد سریعتر از الگوی مارپیچ<sup>۴</sup> شنا می‌کند. اما نکته قابل تأمل در رابطه با شنای هماهنگ، وجود نتایج متفاوت حاصل از پژوهش‌های تحلیلی، تجربی و عددی است. تیلور [۷] به صورت تحلیلی نشان داد که در مسافت طی شده برابر، زمانی که دو میکروشناگر در کنار یکدیگر قرار گرفته‌اند و امواج ایجاد شده در دم آن‌ها با هم هماهنگ می‌شود، میزان کار انجام شده‌ی آن‌ها بر روی سیال کاهش می‌یابد که در نتیجه آن، شنای دو ریزجاندار پر بارده‌تر می‌شود. گامپر و همکاران [۱۹] نیز به صورت عددی شنای هماهنگ اسپرم‌ها را در یک دامنه دوبعدی با استفاده از روش شبیه‌سازی مزوسکوپی مبتنی بر ذرات و دینامیک برخورد چند ذره<sup>۵</sup> مورد مطالعه قرار دادند. در مطالعه آن‌ها، پدیده شنای هماهنگ خوشه‌های اسپرم حاوی حداکثر ۲۰ اسپرم بررسی و نشان داده شد که سرعت اتلاف انرژی برای شنای هماهنگ، در حالتی که امواج دم آن‌ها با یکدیگر هماهنگ می‌شود، کاهش می‌یابد. وولی و همکاران [۲۰] به صورت تجربی شنای هماهنگ و همگام‌سازی امواج دم میکروشناگران را مشاهده کردند. طبق مشاهدات آن‌ها، فرکانس موج درون دم میکروشناگران و سرعت انتقال موج

- 1 Slither swimming
- 2 Synchronized swimming
- 3 Total Internal Reflective Fluorescence (TIRF)
- 4 Helical
- 5 Particle-based mesoscopic simulation, Multi-Particle Collision (MPC) dynamics.

درون دم و سرعت شنای دو اسپرم هماهنگ افزایش می‌یابد. بر خلاف موارد ذکر شده در بالا، در برخی از مطالعات که در ادامه مورد بررسی قرار خواهند گرفت، گزارش شد که نه تنها شنای هماهنگ در حالت پهلو به پهلو، سرعت شنا را افزایش نمی‌دهد، بلکه باعث کاهش آن و افزایش میانگین اتلاف انرژی می‌شود، همچنین نشان داده شد که فقط شنای هماهنگ در حالت بالا-پایین منجر به افزایش سرعت و کاهش اتلاف انرژی می‌شود. لوییس و همکاران [۲۱] به صورت عددی با استفاده از مدل دانه-فرفر<sup>۶</sup> این پدیده را برای جفت میکروشناگران تاژک‌دار بررسی کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که در فواصل کوچک بین میکروشناگران، زمانی که آن‌ها همسطح و هماهنگ و پهلو به پهلو باشند، بازدهی شنا افزایش می‌یابد. اما در مورد سرعت شنا، عکس این موضوع رخ می‌دهد. والکر و همکاران [۲۲] به صورت عددی با استفاده از مدل المان مرزی<sup>۷</sup> شنای دو اسپرم که در کنار یکدیگر حرکت می‌کنند را در دو حالت پهلو به پهلو و بالا-پایین بررسی نمودند. مطالعه آن‌ها، نتایج یافت شده توسط لوییس و همکاران را تأیید کرد و همچنین نشان داد که فقط حالت شنای بالا-پایین منجر به افزایش سرعت شنا می‌شود. بنابراین با توجه به کمبود اطلاعات و وجود تناقض در بین پژوهش‌های انجام شده، ضرورت انجام مطالعات بیشتر در این بخش نمایان می‌شود. به علاوه، این مورد باید ذکر شود که اکثر روش‌های بکار رفته در مطالعات پیشین، مبتنی بر دینامیک حرکتی میکروشناگران و متمرکز بر روی جذب و یا دفع بر اثر برهمکنش بین آن‌ها است و به جز مطالعات اندک، به تأثیر شنای میکروشناگران درون سیال و برهمکنش آن‌ها با سیال پرداخته نشده‌است.

با پیشرفت تکنولوژی و ظهور رایانه‌ها، این امکان فراهم شد تا بتوان آسان‌تر از گذشته، حرکت و شنای این موجودات را با حل معادلات ناویر-استوکس شبیه‌سازی کرد. بطور مثال، کین و همکاران [۲۳] به صورت عددی با استفاده از روش مرز غوطه‌ور<sup>۸</sup>، حرکت یک میکروشناگر را درون سیال لزج در داخل یک کانال مورد بررسی و تحلیل قرار دادند. در مطالعه آن‌ها، میکروشناگر مورد مطالعه مانند یک اسپرم، متشکل از یک سر و یک تاژک، مدل‌سازی شد و تغییرات سرعت شنای آن برای اعداد رینولدز بین ۰/۰۰۱ تا ۱ تحلیل گردید. با توجه به پیشرفت در زمینه طراحی و ساخت میکروشناگران مصنوعی و همچنین ضرورت طراحی میکروشناگرانی پربارده که در آینده‌ای نزدیک در علوم پزشکی پرکاربرد خواهند بود، می‌بایست تأثیر اصلی‌ترین

- 6 Bead-and spring model
- 7 Boundary element method
- 8 Immersed boundary method



پخش شونده درون دم میکروشناگر به کمک معادله (۳) مدل می‌شود [۲۳].

$$Y(x,t) = A(x) \sin\left(2\pi\left(\frac{x-x_{com}}{\lambda} - \frac{t}{T}\right)\right) \quad (3)$$

در معادله بالا  $Y$  جابجایی عمودی هر نقطه بر روی دم میکروشناگر،  $A(x)$  دامنه موج،  $x$  محور افقی مختصات،  $x_{com}$  جابجایی مرکز ثقل آن،  $\lambda$  طول موج و  $T$  پریود و یا دوره نوسانات موج است. تابع دامنه موج نیز بصورت معادله (۴) تعریف می‌شود.

$$A(x) = A_{max} \frac{x}{L} \quad (4)$$

در معادله (۴)  $A_{max}$  به حداکثر دامنه در انتهای دم و  $L$  به طول دم میکروشناگر اشاره دارد. همانطور که در بالا اشاره شد، نیروهای هیدرودینامیکی ایجاد شده درون سیال ناشی از جابجایی دم میکروشناگر باعث به جلو راندن آن درون سیال شده و از طریق معادله (۵) قابل محاسبه است.

$$F = \oint (\vec{n} \cdot \vec{\sigma}) dA \quad (5)$$

در معادله بالا،  $\sigma$  تنش کل وارد شده به بدنه میکروشناگر است که در اثر اعمال نیروهای گرادیان فشاری و نیروهای لزجی بر روی سطح آن ایجاد می‌شود. بر اساس این معادله، نیروی برآیند از طریق انتگرال‌گیری تنش‌های فشاری و تنش‌های برشی بر روی سطح میکروشناگر محاسبه می‌شود. این نیرو سپس از طریق معادله نیوتن به جابجایی مرکز ثقل آن مرتبط می‌شود.

$$m \frac{dU_{com}}{dt} = F_x, \quad \frac{dx_{com}}{dt} = U_{com} \quad (6)$$

## ۲-۲- مدل عددی میکروشناگر

مشخصات مولفه‌های هندسی و موجی یک اسپرم بالغ از طریق مطالعات و بررسی‌های تجربی استخراج گردید [۲۵] و به‌طور خلاصه در جدول ۱ آورده شد. همچنین قابل ذکر است که چگالی میکروشناگر با چگالی سیال زمینه یکسان در نظر گرفته می‌شود تا بتوان آن را به عنوان شیء بدون

عوامل حرکت، یعنی طول موج و دامنه موج ایجاد شده در دم میکروشناگران، به صورت جامع و دقیق بررسی شود. بنابراین، در قسمت اول پژوهش حاضر به شبیه‌سازی یک میکروشناگر با الگوبرداری از اسپرم پرداخته می‌شود. در این قسمت با ایجاد تغییر در پارامترهای هندسی کانال و پارامترهای موج ایجاد شده در دم میکروشناگر، حرکت و سرعت شنای آن مورد بررسی قرار می‌گیرد. در قسمت دوم به بررسی شنای هماهنگ در میکروشناگرانی مشابه با اسپرم در حالات دوبعدی، در حالت دو میکروشناگر پهلو به پهلو و سه‌بعدی در حالت دو میکروشناگر پهلو به پهلو و بالا-پایین پرداخته می‌شود و نتایج بدست آمده از روش المان محدود با نتایج سایر روش‌های عددی بررسی شده در مرور ادبیات مقایسه می‌شوند.

## ۲- شبیه‌سازی عددی

### ۲-۱- معادلات حاکم

### ۲-۱-۱- جریان سیال

به دلیل آنکه عدد رینولدز برای میکروشناگرانی همچون اسپرم بسیار کوچک‌تر از ۱ است، جریان سیال اطراف میکروشناگر را می‌توان با صرف‌نظر از عبارات اینرسی و از طریق حل معادلات استوکس و پیوستگی (۱) حل نمود. با این حال برای افزایش دقت هر چه بیشتر در محاسبات، این عبارات در نظر گرفته شده و معادلات ناویر استوکس (۲) بصورت کامل حل شدند [۲۴].

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \left( \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \vec{u} \cdot \nabla \vec{u} \right) = -\nabla p + \nabla \cdot \mu (\nabla \vec{u} + (\nabla \vec{u})^T) + \vec{F} \quad (2)$$

در معادلات بالا  $\rho$  چگالی سیال،  $u = [U \ V]^T$  بردار سرعت سیال،  $p$  فشار،  $\mu$  لزجت دینامیک سیال و  $F$  به نیروی عمل و عکس‌العمل بین میکروشناگر و سیال اشاره دارد.

### ۲-۱-۱- حرکت میکروشناگر

حرکت موج‌دار دم میکروشناگر باعث ایجاد نیروهای هیدرودینامیکی در درون سیال می‌شود. در مقابل، واکنش این نیروها به میکروشناگر اعمال می‌شود و این امکان را برای آن فراهم می‌کند که خود را به جلو براند. موج

جدول ۱. مشخصات مولفه‌های هندسی و موجی یک اسپرم بالغ

Table 1. Geometric and wave parameters of a spermatozoa

مقدار	نماد	نام مؤلفه	مقدار	نماد	نام مؤلفه
۵ [μm]	$A$	دامنه (حداکثر)	۳ [μm]	$a$	قطر اول بیضی سر
۲۰ [μm]	$\lambda$	طول موج	۵ [μm]	$b$	قطر دوم بیضی سر
۰/۳ [s]	$T$	دوره تناوب	۳ [μm]	$c$	قطر سوم بیضی سر (سه بعدی)
۵۰ [μm]	$L$	طول دم	۱ [μm]	$d$	قطر دم

۲-۴- تنظیمات حلگر

دامنه محاسباتی در حالت دوبعدی به المان‌های مثلثی و در حالت سه‌بعدی به المان‌های چهاروجهی گسسته‌سازی گردید. برای حل میدان سرعت و میدان فشار از المان‌های مرتبه اول استفاده شد. مدل ارائه شده با استفاده از نرم‌افزار المان محدود کامسول نسخه ۵/۵ حل شد. روش حداقل مربعات گالرکین<sup>۱</sup> با کمک تکنیک‌های پایدار کننده‌ی پخشی بادگیری<sup>۲</sup> و خط جریانی<sup>۳</sup> برای گسسته‌سازی معادلات غیر خطی همرفتی-پخشی استفاده شد. برای پیشروی در زمان نیز از رابطه مرتبه دوم بازگشتی استفاده شد. با توجه به دوره نوسانات موج ایجاد شده در دم میکروشناگر که برابر با ۰/۳ ثانیه بود، برای مشاهده تمام تغییرات در فیزیک حرکتی میکروشناگر، گام زمانی برابر با ۰/۰۰۱ ثانیه قرار داده شد. پس از تبدیل معادلات غیرخطی به خطی توسط روش گالرکین، حلگر مستقیم<sup>۴</sup> برای حل معادلات مربوطه مورد استفاده قرار گرفت. همچنین تیلرانس نسبی برای همگرایی تمامی پارامترها<sup>۵</sup> ۱۰<sup>-۶</sup> قرار داده شد. قابل ذکر است، در حالت سه‌بعدی بنا بر حسب نیاز، تنظیمات شبکه‌بندی خودکار<sup>۵</sup> فعال شده و در صورت کاهش کمترین کیفیت المان<sup>۶</sup> به کمتر از ۰/۱، شبکه جدید ایجاد می‌شد.

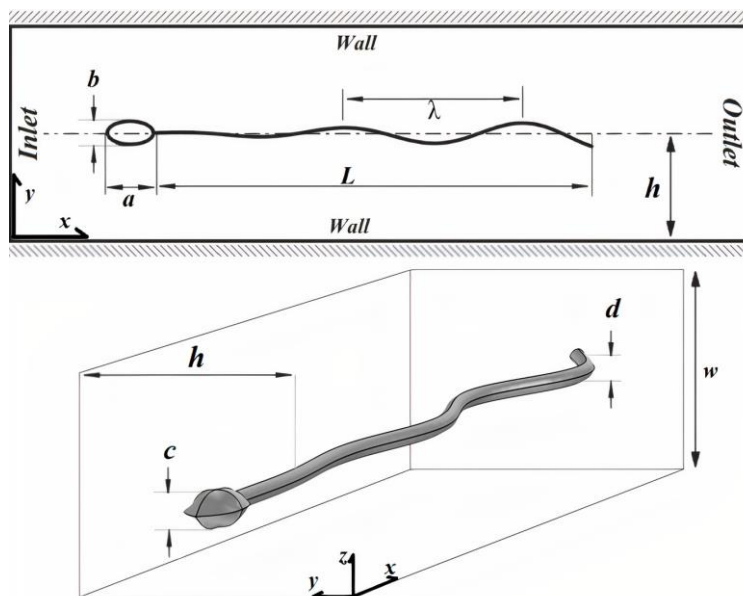
جرم فرض نمود. باید گفت که در صورت در نظر گرفتن اختلاف چگالی میکروشناگر و سیال که در حدود  $50 \text{ [kg/m}^3\text{]}$  است، تعادل نیرویی برای میکروشناگر، با حضور دو نیروی شناوری و پس‌آی ناشی از حرکت شناگر در جهت جاذبه وجود خواهد داشت. با برقراری معادله بین این دو نیرو و با فرض نیروی پس‌آی استوکسی برای میکروشناگر، نسبت سرعت عمودی آن به سرعت افقی آن از مرتبه ۰/۰۱ خواهد بود. بنابراین از سرعت در راستای عمودی صرف‌نظر شده و چگالی میکروشناگر را با چگالی سیال یکسان در نظر می‌گیریم.

۲-۳- شرایط مرزی

دامنه سیال در حالت دوبعدی به صورت یک مستطیل و در حالت سه‌بعدی به صورت مکعب مستطیل در نظر گرفته شده‌است. شرط عدم لغزش به تمامی دیواره‌های جانبی اعمال شد. مرز سمت چپ به عنوان مرز ورودی و مرز سمت راست به عنوان خروجی در نظر گرفته شده‌است (شکل ۱). برای ایجاد موج سینوسی در دم میکروشناگر، شرط مرزی جابجایی شبکه مورد استفاده قرار گرفت و معادله (۳) به دم میکروشناگر اعمال گردید. همچنین جریان سیال درون دامنه محاسباتی در هر دو حالت دو و سه‌بعدی با مقادیر اولیه صفر برای پارامترهای فشار و سرعت در زمان آغاز محاسبات در نظر گرفته شد. قابل ذکر است، مقادیر چگالی سیال و لزجت آن در تمامی محاسبات به ترتیب برابر با  $1000 \text{ [kg/m}^3\text{]}$  و  $2/5 \text{ [mPa.s]}$  در نظر گرفته شد.

- 1 Galerkin least square
- 2 Crosswind diffusion
- 3 Streamline diffusion
- 4 Parallel Direct Linear Solver (PARDISO)
- 5 Automatic remeshing
- 6 Minimum element quality





شکل ۱. دامنه محاسباتی در دو حالت دو بعدی (مستطیل) (باز تولید شده از [۲۱]) و سه بعدی (مکعب مستطیل)

Fig. 1. Computational domain in 2D (rectangle) (regenerated from [21]), and 3D (cube)

رابطه با این قسمت، مقدار دامنه قرار داده شده در مدل محاسباتی بوده که برابر با  $2 \text{ um}$  در نظر گرفته شده است. بقیه پارامترها همانند آنچه در جدول ۱ آورده شده است، درون مدل جایگذاری شده اند. در انتها نیز با بررسی اعداد موجود در جدول و با توجه به میزان خطای نسبی و زمان محاسباتی، تعداد ۹۵ المان برای دم و اندازه المان درشت تر<sup>۱</sup> برای دامنه محاسباتی در هر دو حالت دو و سه بعدی انتخاب شد. مقدار خطای نسبی در جدول ۴ آورده شده است. در ادامه نیز در شکل ۴، شبکه محاسباتی مورد استفاده در دو حالت دو و سه بعدی نشان داده شده است.

#### ۲-۵-۲- صحت سنجی

در این قسمت صحت مدل عددی ارائه شده از طریق مقایسه نتایج مدل حاضر با تحقیقات نظری و عددی که به ترتیب توسط کاتز و کین و همکاران به انجام رسیده است، بررسی می شود. کاتز به کمک آنالیز بای-هارمونیک<sup>۲</sup> و تئوری لوبریکیشن<sup>۳</sup>، شنای یک صفحه موج با طول بی نهایت را با فرض نسبت بسیار کوچک دامنه به فاصله از دیواره بررسی کرد. کین و همکاران نیز شرایط مشابه را در نظر گرفته و نتایج نظری بدست آمده از کار

#### ۲-۵-۲- اعتبارسنجی

در این قسمت ابتدا به بررسی استقلال از شبکه پژوهش حاضر پرداخته می شود. سپس نتایج بدست آمده از قسمت دو بعدی این تحقیق بر اساس نتایج بدست آمده از پژوهش های کاتز [۸] و کین و همکاران [۲۳] صحت سنجی می شود.

#### ۲-۵-۱- استقلال از شبکه

اصلی ترین مرحله در مدلسازی دقیق میکروشناگر، محاسبه تنش برشی و فشار وارده از طرف سیال به سطح آن جهت محاسبه دقیق نیروی تولید شده توسط دم میکروشناگر می باشد. به همین دلیل، اولین گام در بررسی استقلال از شبکه در مدل معرفی شده، بدست آوردن تعداد المان های لازم بر روی دم میکروشناگر می باشد. پس از ثابت نمودن تعداد المان بر روی دم، نوبت به بررسی المان های دامنه محاسباتی می باشد که سه حالت مختلف سایزبندی پیش فرض موجود در نرم افزار کامسول استفاده شد. لازم به ذکر است که فرایند بالا در حالت سه بعدی نیز به همین صورت می باشد. در جدول ۲ و ۳ بررسی استقلال از شبکه از طریق محاسبه میانگین سرعت شنای میکروشناگر صورت پذیرفته است. همچنین در شکل ۲ و شکل ۳ نیز نمودار تغییرات سرعت بر حسب زمان برای ۴ مورد از شبکه بندی های انجام شده آورده شده است تا از دقت نتایج اطمینان حاصل شود. تنها نکته قابل ذکر در

- 1 Coarser
- 2 Bi-harmonic analysis
- 3 Lubrication theory

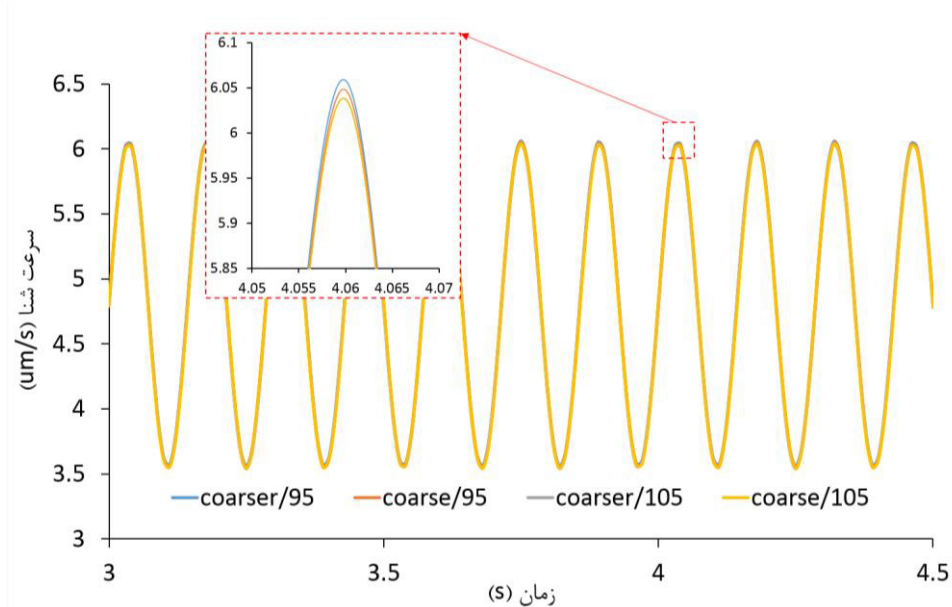
جدول ۲. استقلال از شبکه برای حالت دوبعدی

Table 2. Grid independence for 2D case

المان دامنه محاسباتی / تعداد المان دم	درشت <sup>۱</sup> (تعداد المانها)	درشت تر (تعداد المانها)	خیلی درشت <sup>۲</sup> (تعداد المانها)
۸۵	۴/۹۶ [um/s] (۵۷۱۵)	۵/۰۳ [um/s] (۴۴۹۴)	۵/۴۴ [um/s] (۳۴۱۲)
۹۵	۴/۸ [um/s] (۶۵۲۵)	۴/۸۱ [um/s] (۴۸۶۴)	۵/۰۳ [um/s] (۳۸۱۸)
۱۰۵	۴/۷۹ [um/s] (۶۷۲۲)	۴/۷۹ [um/s] (۵۲۶۲)	۴/۸۳ [um/s] (۴۱۱۰)

<sup>1</sup> Coarse

<sup>2</sup> Extra coarse



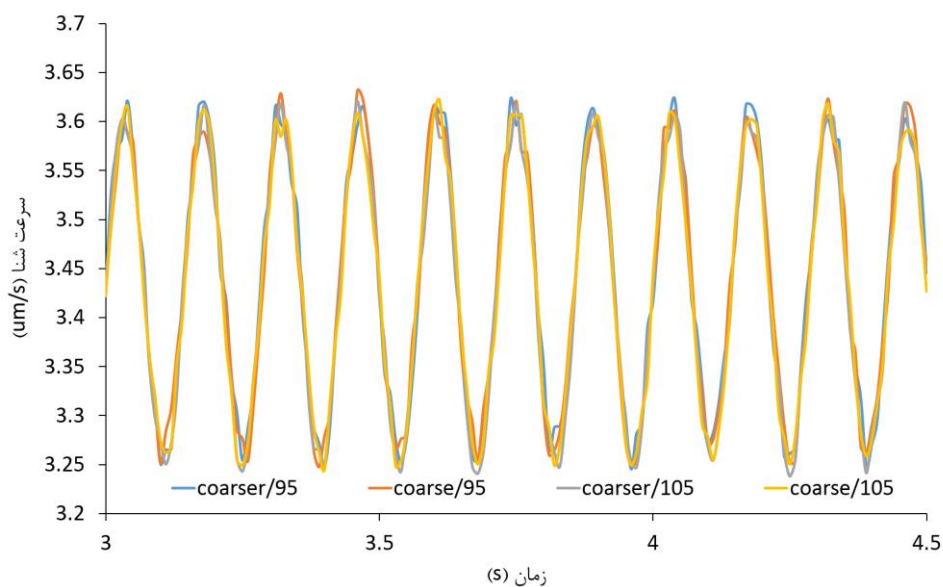
شکل ۲. استقلال از شبکه در حالت دوبعدی برای چهار مورد از شبکه بندی های صورت گرفته در دامنه

Fig. 2. Grid independence for four domain element sizes for the 2D case

جدول ۳. استقلال از شبکه برای حالت سه بعدی

Table 3. Grid independence for 3D case

المان دامنه محاسباتی / تعداد المان دم	درشت (تعداد المان‌ها)	درشت‌تر (تعداد المان‌ها)	خیلی درشت (تعداد المان‌ها)
۸۵	۳/۵۴ [um/s] (۷۶۵۷۲)	۳/۵۶ [um/s] (۶۹۸۵۹)	۳/۵ [um/s] (۷۶۵۷۲)
۹۵	۳/۴۵ [um/s] (۷۶۵۳۴)	۳/۴۳ [um/s] (۸۰۶۷۸)	۳/۶۳ [um/s] (۷۴۴۱۴)
۱۰۵	۳/۴۲ [um/s] (۸۱۲۰۲)	۳/۴۱ [um/s] (۸۴۵۸۴)	۳/۴۹ [um/s] (۷۸۳۲۳)



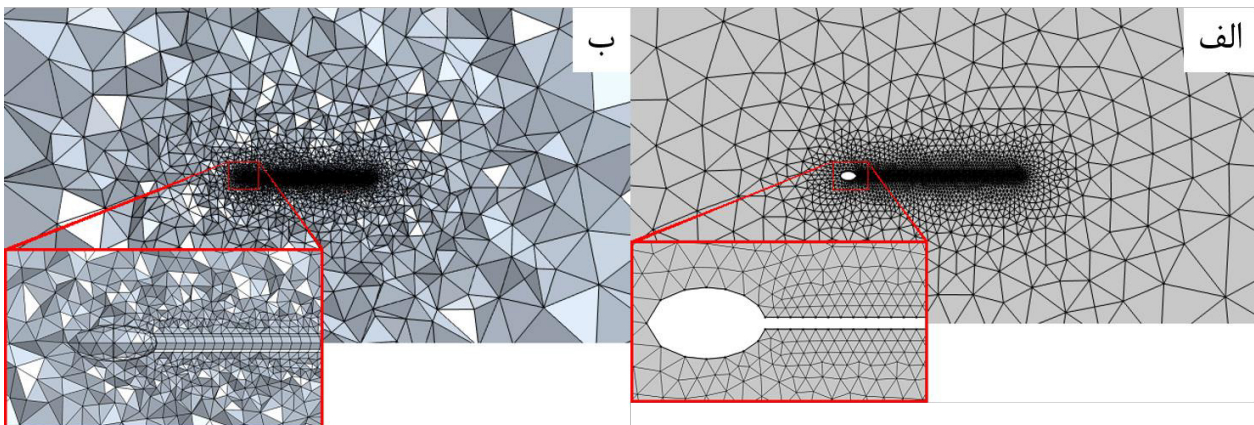
شکل ۳. استقلال از شبکه در حالت سه بعدی برای چهار مورد از شبکه‌بندی‌های صورت گرفته در دامنه

Fig. 3. Grid independence for four domain element sizes for the 3D case

جدول ۴. خطای نسبی محاسبات در دو حالت دو و سه بعدی

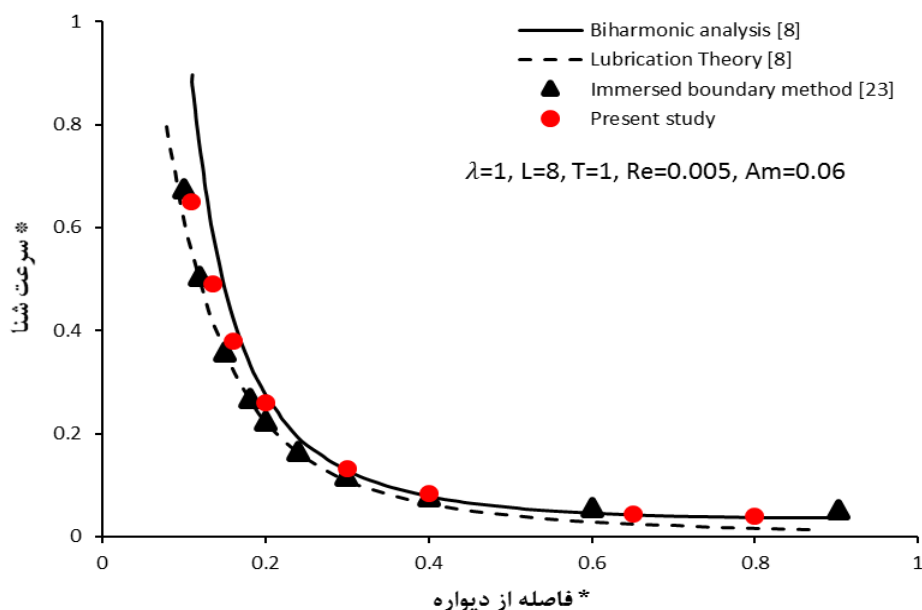
Table 4. Relative error for 2D and 3D cases

سه بعدی		دو بعدی	
المان دامنه محاسباتی/تعداد المان دم	مقدار سرعت [um/s]	المان دامنه محاسباتی/تعداد المان دم	مقدار سرعت [um/s]
درشت تر/۹۵	۳/۴۵	درشت تر/۹۵	۴/۸۱
درشت/۱۰۵	۳/۴۱	درشت/۱۰۵	۴/۷۹
خطای نسبی	٪ ۱/۱۷	خطای نسبی	٪ ۰/۴۱



شکل ۴. شبکه محاسباتی استفاده شده برای حالات الف) دوبعدی، ب) سه بعدی

Fig. 4. Mesh grid generated for 2D (right), and 3D (left) cases



شکل ۵. صحت سنجی مدل حاضر از طریق مقایسه با نتایج کاتز [۸] و کین و همکاران [۲۳]

Fig. 5. Validation of the present model against Katz [8] and Qin et al. [23] results

### ۳-۱- میکروشناگر منفرد

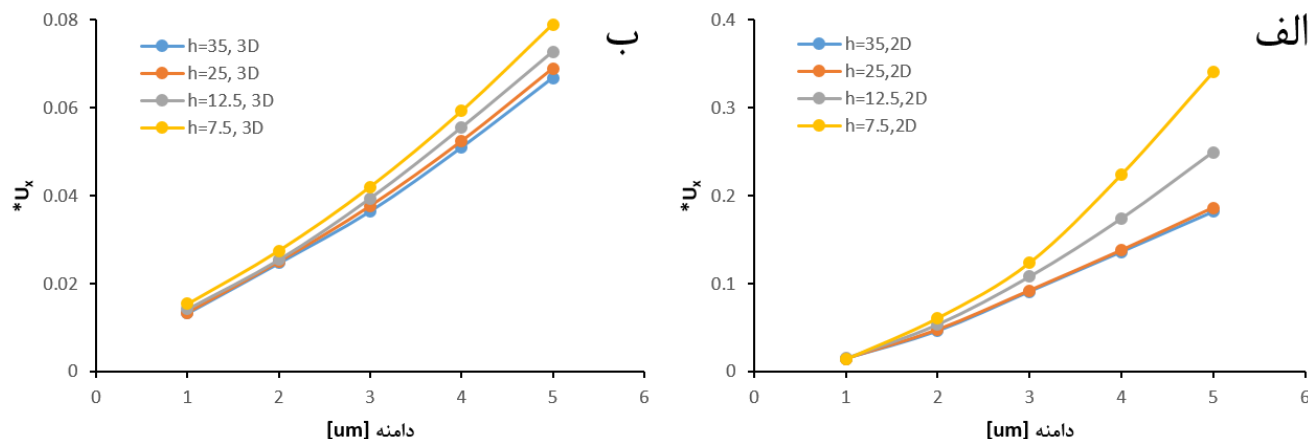
### ۳-۱-۱- تأثیر دامنه

همانطور که در شکل ۶ دیده می‌شود با قرار دادن میکروشناگر مدل شده درون میکروکانال با عرض‌های مختلف و تغییر دامنه موج ایجاد شده در دم آن، تغییر سرعت شنا به وضوح قابل مشاهده است. اولین نکته قابل توجه در این دو نمودار، انحراف قابل توجه روند تغییرات سرعت شنا در حالت دوبعدی است. حال آنکه این انحراف در حالت سه‌بعدی کمتر نمود پیدا کرده و تا حد زیادی از روابط نظری ارائه شده که تغییرات خطی سرعت را برای تغییر در دامنه موج در نظر می‌گیرد، پیروی می‌کند. به نظر می‌رسد اصلی‌ترین علت این تفاوت بین حالات دو و سه‌بعدی در فرضیه بکار رفته در مدلسازی است. برای مدل‌های عددی در حالت دوبعدی، عمق واحد در راستای بعد سوم در نظر گرفته می‌شود. در نتیجه می‌توان اینگونه در نظر داشت که مدل ارائه شده در حالت دوبعدی نه به عنوان یک فیلامنت و رشته، بلکه به عنوان یک صفحه<sup>۲</sup> که دارای عمق واحد است شبیه‌سازی شده است. بنابراین زمانی که دامنه موج ایجاد شده درون دم میکروشناگر افزایش می‌یابد و عرض کانال کوچک می‌شود، فاصله بین دم و دیواره کانال کم و کمتر می‌شود

پیشینیان را به کمک روش عددی مرز غوطه‌ور<sup>۱</sup> مورد بررسی قرار دادند. قابل ذکر است، شیوه بی‌بعدسازی مورد استفاده در ارائه نتایج این پژوهش کاملاً مشابه با شیوه استفاده شده در مقاله کین و همکاران بوده و جزئیات نحوه بی‌بعدسازی به صورت کامل در مرجع ذکر شده، در قسمت ۲-۲ آن مرجع آورده شده است. اما بصورت خلاصه در رابطه با بی‌بعدسازی مقدار سرعت شنا، این بی‌بعدسازی از طریق تقسیم مقدار سرعت شنا محاسبه شده در شبیه‌سازی‌ها بر سرعت انتقال موج،  $V = \lambda/T$  که  $\lambda$  طول موج ایجاد شده در دم و  $T$  دوره نوسانات آن است، محاسبه می‌شود. در شکل ۵ نتایج حاصل از مدل ارائه شده مبتنی بر المان محدود در این پژوهش، با نتایج دو مرجع گفته شده در بالا مقایسه گردید.

### ۳- نتایج و بحث

در این قسمت ابتدا نتایج مربوط به بررسی میکروشناگر منفرد تحت اثرات تغییر پارامترهای هندسی و موجی آن ارائه می‌شود. در ادامه نیز شنا هم‌هنگ دو میکروشناگر که در دو حالت پهلو به پهلو و بالا-پایین قرار گرفته‌اند مورد بررسی قرار می‌گیرد.



شکل ۶. تغییرات اندازه سرعت شنای بی‌بعد شناگر در راستای x درون میکروکانال‌هایی با عرض متفاوت، بر حسب تغییرات در دامنه موج ایجاد شده در دم آن (الف) حالت دوبعدی، (ب) حالت سه‌بعدی

Fig. 6. Changes in the magnitude of the dimensionless swimming velocity inside microchannels with different widths, based on the amplitude of the wave created inside swimmer's tail. Right: 2D, Left: 3D

تأثیر تغییر دامنه موج بررسی شده است.

### ۳-۱-۲- تأثیر طول موج

بر خلاف نتایج بدست آمده برای تأثیر دامنه بر روی سرعت شنا که روند تغییرات سرعت در حالات دو و سه‌بعدی دارای روندی تقریباً مشابه بود، روند تغییرات سرعت در اثر تغییر طول موج برای حالات دو و سه‌بعدی کاملاً متفاوت است. همانطور که در شکل ۷ الف دیده می‌شود با کاهش عرض کانال، سرعت شنا افزایش قابل توجهی می‌یابد. اما نکته مهم‌تر، روند تغییرات سرعت در اثر افزایش طول موج است. بدین صورت که برای میکروکانال‌هایی با نیم عرض ۳۵ تا ۷/۵ میکرون، با گذر مقدار طول موج از مقدار تقریبی ۳۵-۴۵ میکرومتر، سرعت شنای میکروشناگر در هر عرض کانال به مقدار ثابتی میل می‌کند. حال آنکه در حالت سه‌بعدی با افزایش مقدار طول موج، تغییرات سرعت روند قابل پیش‌بینی‌تری را طی می‌کند. قابل ذکر است، در نتایج ارائه شده در این قسمت دامنه موج ایجاد شده برابر با مقدار ثابت ۲ میکرون و دوره نوسانات برابر با ۰/۳ ثانیه در نظر گرفته شده و تنها پارامتر طول موج متغیر در نظر گرفته شده است.

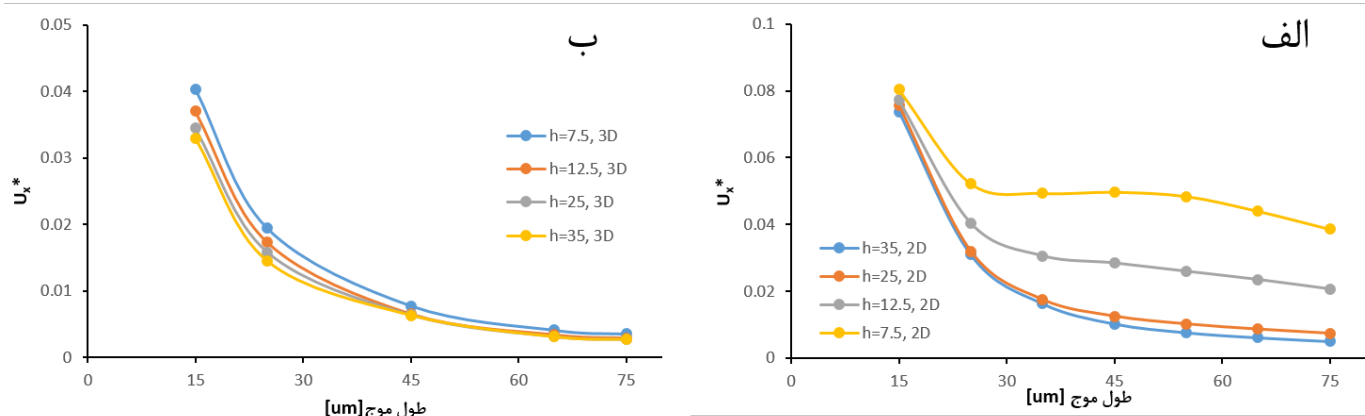
برای توجیه رفتار و تغییرات سرعت شناگر در حالت دوبعدی و زمانی که طول موج‌های متفاوتی به آن اعمال می‌شود، کفایت به شکل ۸ توجه شود. همانطور که در این شکل دیده می‌شود هنگامی که از طول موج‌های

که در نتیجه آن، نیروهای هیدرودینامیکی و تنش‌های ایجاد شده توسط دم میکروشناگر، افزایش شدیدتری داشته و این افزایش شدید باعث انحراف مقادیر بدست آمده از مقادیر پیش‌بینی شده توسط روابط می‌شود.

حال آنکه در حالت سه‌بعدی بر خلاف حالت دوبعدی که تمام تنش‌های ایجاد شده در یک صفحه قرار داشت، به دلیل شباهت بسیار زیاد مدل عددی با یک میکروشناگر واقعی و عدم ایجاد تنش‌های هیدرودینامیکی شدید در یک سطح و یا حجم گسترده، نتایج بدست آمده به خوبی با روابط نظری سازگار هستند. در انتها نیز همان‌گونه که پیش‌بینی می‌شد، با افزایش دامنه و کاهش عرض میکروکانال، سرعت شنای مدل نیز افزایش یافته که از این نکته می‌توان در جهت طراحی و ساخت میکروشناگران مصنوعی جهت انواع کاربردهای پزشکی-مهندسی برای مثال کاربردهای دارو رسانی<sup>۱</sup> کمک گرفت. همچنین می‌توان در جهت ساخت تراشه‌های میکروسیالی با میکروکانال‌هایی با عرض‌های مختلف برای جداسازی اسپرم‌های شایسته<sup>۲</sup>، دارای بیشترین سرعت و نرخ جنبش، یا غیر طبیعی<sup>۳</sup> که دارای دامنه و طول موج متفاوت هستند از نتایج ارائه شده در این بخش سود جست. قابل ذکر است، در نتایج ارائه شده در این قسمت، طول موج میکروشناگر ثابت و برابر با ۲۰ [um] و دوره نوسانات برابر با ۰/۳ ثانیه در نظر گرفته شده است و تنها

- 1 Drug delivery
- 2 Competent
- 3 Abnormal





شکل ۷. تغییرات اندازه سرعت شنای بی بعد شناگر در راستای x درون میکروکانال‌هایی با عرض متفاوت، بر حسب تغییرات در طول موج ایجاد شده در دم آن الف) حالت دوبعدی، ب) حالت سه‌بعدی

Fig. 7. Changes in the magnitude of the dimensionless swimming velocity inside microchannels with different widths, based on the wave length created inside the swimmer's tail. Right: 2D, Left: 3D

درصد افزایش می‌یابد. علت این امر را می‌توان براساس شکل ۹ ب توضیح داد. با بررسی توزیع فشار اطراف میکروشناگران در حالت دوبعدی، می‌توان به این نتیجه رسید که فشار سیال در فضای بین دو شناگر نسبت به محیط اطراف کاهش یافته‌است. از آنجایی که یکی از دو جزء مهم نیروی پسا، نیروی ناشی از تنش فشاری است، می‌توان به این نتیجه رسید که با کاهش فشار بین میکروشناگران، نیروی پسای فشاری کاهش می‌یابد و به این دلیل سرعت میانگین شنای دو میکروشناگر هماهنگ افزایش می‌یابد.

### ۳-۲-۲- شنای پهلو به پهلو سه بعدی

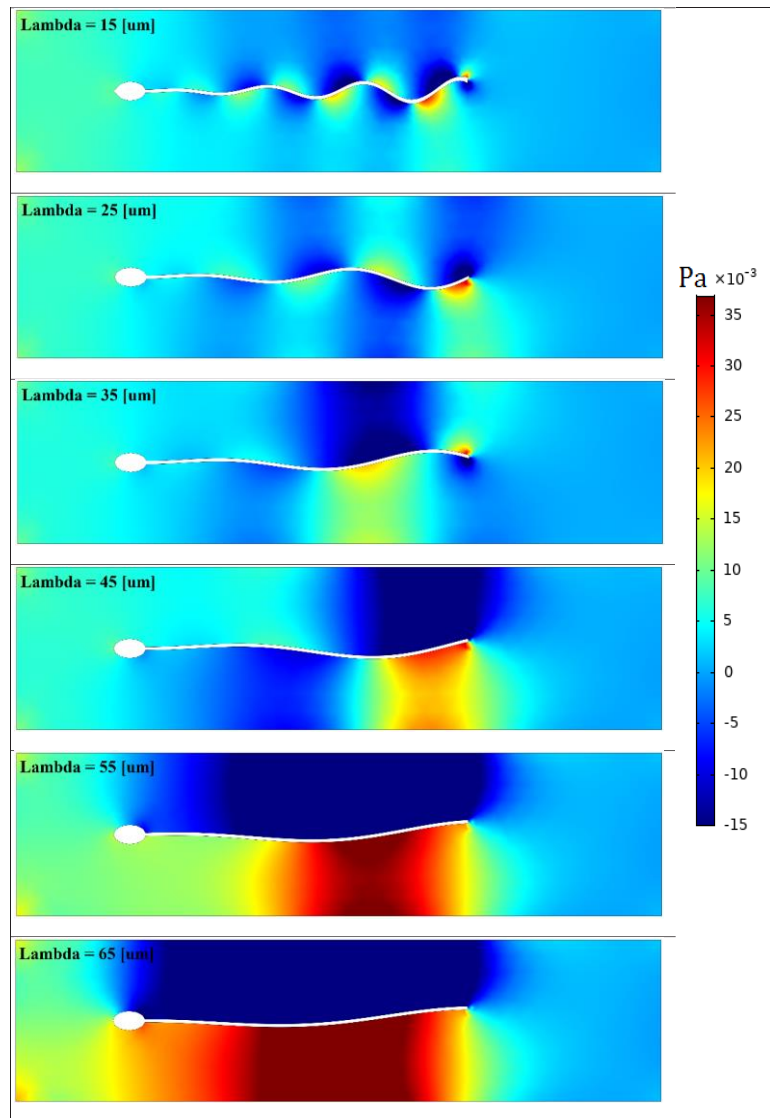
در حالت شنای هماهنگ پهلو به پهلو در حالت سه‌بعدی، نتایج بدست آمده کاملاً متفاوت از آنچه در حالت دوبعدی مشاهده شد، بدست آمد. همانطوری که در شکل ۱۰ الف مشاهده می‌شود، در صورت قرارگیری میکروشناگران سه‌بعدی در کنار یکدیگر، میانگین سرعت شنای آن‌ها به میزان حدوداً ۱۰ درصد کاهش می‌یابد. بر خلاف حالت دوبعدی که جریان در یک دامنه دوبعدی محدود بود و امکان حرکت در راستای عمق را نداشت، در حالت سه‌بعدی، جریان این امکان را دارد که از فضای پر فشار اطراف میکروشناگران به فضای بین کم فشار بین آن‌ها حرکت نموده و به این ترتیب شرایط واقعی‌تری به خود بگیرد.

کوچک مانند ۱۵ میکرون به سمت طول موج‌های بزرگ حرکت می‌کنیم، از تعداد قله و شکم‌های ایجاد شده بر روی دم میکروشناگر کاسته می‌شود. این کاسته شدن باعث کاهش میزان گرادیان فشار در دو طرف و در راستای مماسی دم میکروشناگر خواهد شد. از آنجایی که میکروشناگرانی مانند اسپرم برای حرکت درون سیال لزج به نیروی پسای ایجاد شده درون سیال وابسته هستند، با کاهش تعداد قله و شکم‌ها در اثر افزایش طول موج، از نیروی پسای فشاری ایجاد شده درون سیال کاسته شده و باعث کاهش سرعت آن می‌شود. همچنین با افزایش طول موج بیش از مقدار ۴۵ میکرون، تعداد قله و شکم ایجاد شده در دم میکروشناگر تغییر چندانی نکرده و حداکثر یک قله و یک شکم ایجاد خواهد شد که نهایتاً باعث ثابت شدن سرعت آن می‌شود.

### ۳-۲-۳- شنای هماهنگ

#### ۳-۲-۱- شنای پهلو به پهلو دو بعدی

در این قسمت شنای هماهنگ دو میکروشناگر دوبعدی مورد بررسی قرار گرفت و نمودار تغییرات سرعت میانگین شنای آن‌ها در مقایسه با سرعت شنای میکروشناگر منفرد نشان داده شد. همانطور که در شکل ۹ الف دیده می‌شود، در صورتی که در حالت دوبعدی، دو میکروشناگر در کنار یکدیگر قرار بگیرند، میانگین سرعت شنای آن‌ها نسبت به حالت منفرد در حدود ۱۲

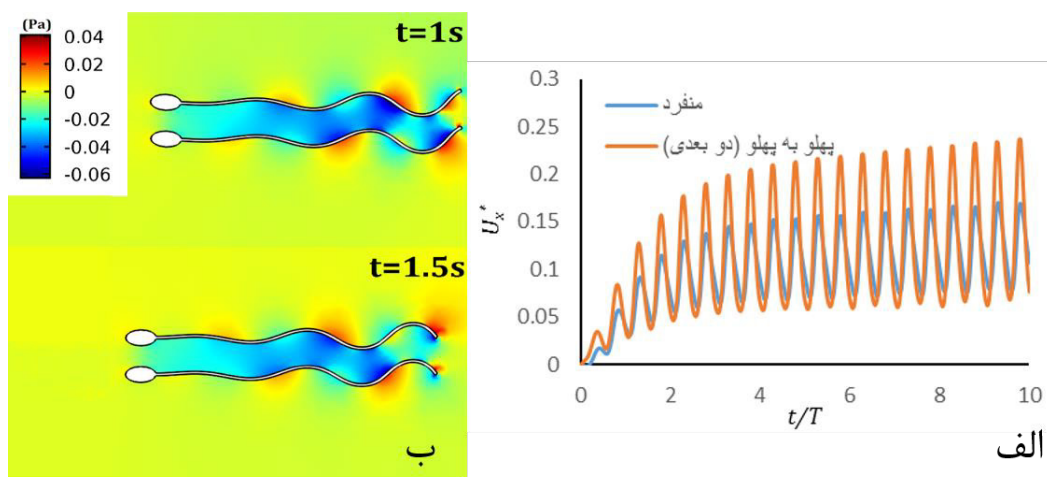


شکل ۸. نتایج توزیع فشار سیال در اطراف شناگر درون میکروکانال با عرض  $2h = 25$  [μm] برای حالت دوبعدی

Fig. 8. Pressure distribution within a microchannel with the width of  $2h=25$ [μm] in 2D

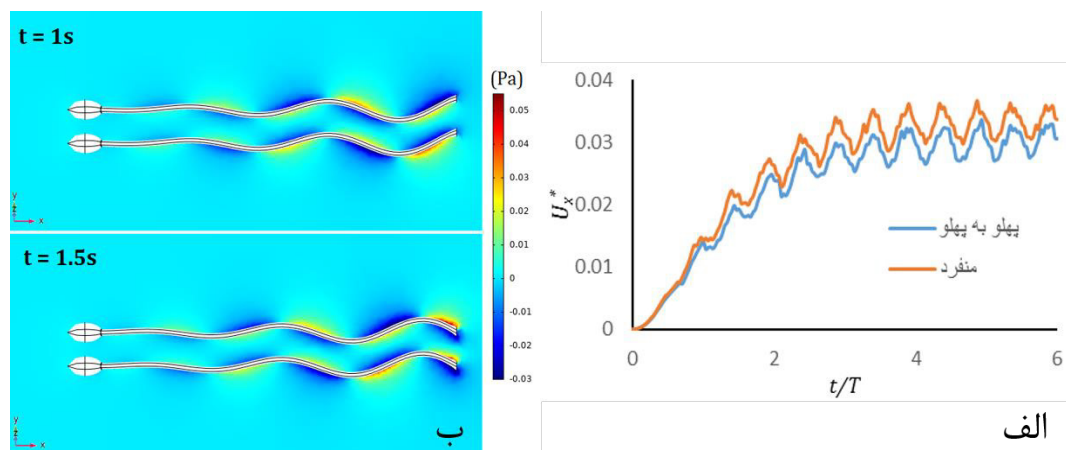
کنیم. همانطور که در شکل ۱۲ نشان داده شده است، هر قسمت از دم شناگران با توجه با موقعیت و جهت حرکت آن در سیال باعث به وجود آمدن دوقطبی‌های فشاری و یا به عبارتی، دوقطبی‌های نیرویی در سیال نزدیک به خود می‌شود. در حالت پهلو به پهلو، دو قطبی‌های ایجاد شده در سیال اطراف میکروشناگران، اندازه یکسان ولی جهتی متفاوت به یکدیگر دارند. این جهت متفاوت باعث خنثی شدن نیروی ایجاد شده ناشی از حرکت دم درون سیال می‌شود و به این ترتیب نیروی عکس‌العمل وارد شده از طرف سیال به مجموع میکروشناگران کم شده که در نتیجه آن سرعت شنا کاهش

۳-۲-۳- شنای بالا-پایین سه بعدی در نهایت، در صورت قرار دادن میکروشناگران سه‌بعدی در حالت بالا-پایین و محاسبه میانگین سرعت شنای آن‌ها می‌توان به این نتیجه رسید که مطابق شکل ۱۱ در مقایسه با حالت منفرد، میانگین سرعت در حدود ۷ درصد رشد می‌کند. در انتها نیز برای توجیه رفتار متفاوت میکروشناگران سه‌بعدی در دو حالت پهلو به پهلو و بالا-پایین کافی است بار دیگر توزیع فشار جریان در این دو حالت را مورد بررسی دقیق قرار داده و آن‌ها را با یکدیگر مقایسه



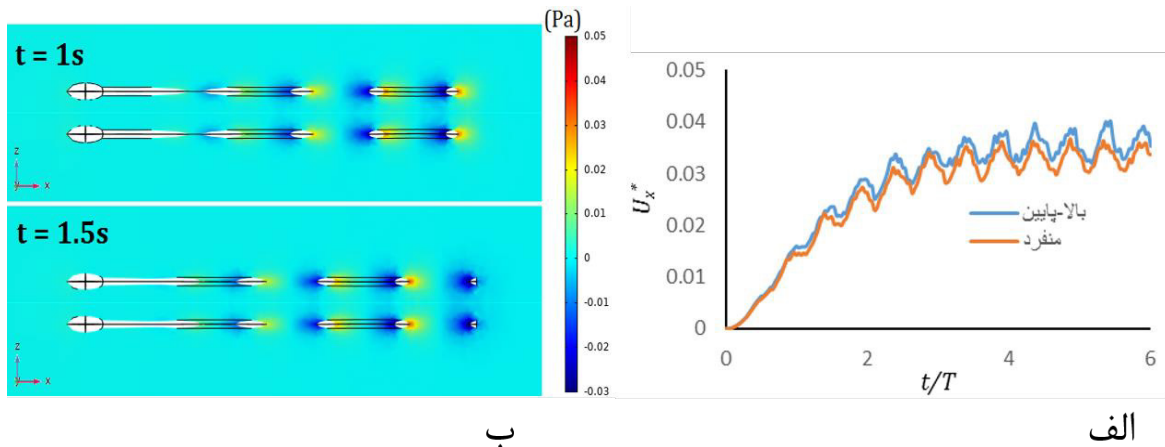
شکل ۹. الف): سرعت بی‌بعد شده میکروشناگران در دو حالت شنای هماهنگ پهلو به پهلو، و منفرد در دو بعد، ب) توزیع فشار برای میکروشناگران در حالت پهلو به پهلو و دوبعدی

Fig. 9. Dimensionless swimming velocity for side-by-side and single swimming configurations in 2D (right), Pressure distribution within domain for side-by-side swimmers in 2D (left)



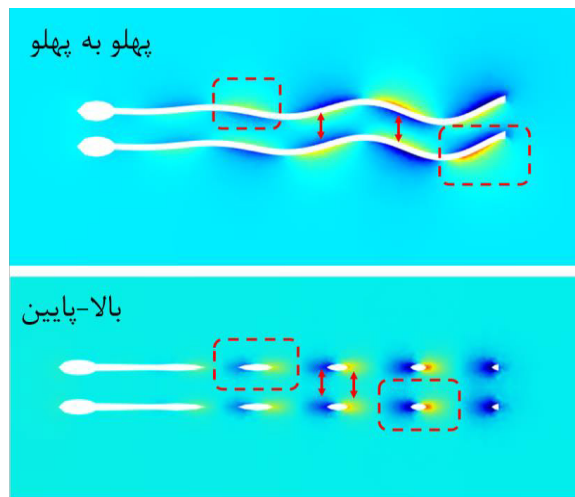
شکل ۱۰. الف): سرعت بی‌بعد شده میکروشناگران در دو حالت شنای هماهنگ پهلو به پهلو (سه‌بعدی) و منفرد، ب) توزیع فشار برای میکروشناگران در حالت پهلو به پهلو (سه‌بعدی)

Fig. 10. Dimensionless swimming velocity for side-by-side and single swimming configurations in 3D (right), Pressure distribution within domain for side-by-side swimmers in 3D (left)



شکل ۱۱. سرعت بی‌بعد شده میکروشناگران در دو حالت شنای هماهنگ پهلو به پهلو (سه‌بعدی) و منفرد، (ب) توزیع فشار برای میکروشناگران در حالت پهلو به پهلو (سه‌بعدی)

Fig. 11. Dimensionless swimming velocity for top-bottom and single swimming configurations in 3D (right), Pressure distribution within the domain for top-bottom swimmers in 3D (left)



شکل ۱۲. دوقطبی فشاری ایجاد شده در اثر حرکت دم میکروشناگران در حالات پهلو به پهلو و بالا-پایین و تاثیرگذاری آن‌ها بر یکدیگر

Fig. 12. Pressure dipoles caused due to the microswimmers' tail motion for side-by-side and top-bottom configurations and their influence on each other

محاسباتی، دیده شد که جای‌گیری میکروشناگران در حالت سه‌بعدی به دلیل تأثیر بر روی جهت دوقطبی‌های فشاری ایجاد شده باعث افزایش و یا کاهش سرعت شنای آن‌ها می‌شود.

#### ۵- فهرست علائم و اختصارات

$A(x)$	دامنه موج ایجاد شده در طول دم میکروشناگر، [m]
$\vec{F}$	نیروی عمل و عکس‌العمل بین میکروشناگر و سیال، [N]
$F_x$	نیروی محاسبه شده ناشی از وارد شدن تنش به سطح میکروشناگر در راستای $x$ [N]
$m$	جرم میکروشناگر، [kg]
$\vec{n}$	بردار عمود بر سطح هر المان دم میکروشناگر
$\vec{p}$	فشار، [Pa]
$T$	دوره نوسانات موج، [s]
$t$	زمان، [s]
$\vec{u}$	بردار سرعت سیال، [m/s]
$U_{com}$	سرعت مرکز ثقل میکروشناگر، [m/s]
$x_{com}$	جابجایی مرکز ثقل میکروشناگر، [m/s]
$y$	جابجایی هر المان دم میکروشناگر در راستای $y$ ، [m]
$\lambda$	طول موج، [m]
$\mu$	لزجت دینامیک سیال، [Pa.s]
$\rho$	چگالی سیال، [kg/m <sup>3</sup> ]
$\vec{\sigma}$	تنش وارد شده به سطح میکروشناگر، [Pa]

می‌یابد. حال آنکه در حالت بالا-پایین، دوقطبی‌های ایجاد شده نه تنها اندازه یکسان، بلکه جهتی یکسان نیز دارند که باعث افزایش نیروی متوسط تولید شده توسط میکروشناگران و در نتیجه، افزایش میانگین سرعت شنای آن‌ها می‌شود. اما نکته قابل توجه در این نوع جای‌گیری میکروشناگران، قابلیت تاثیرگذاری دوقطبی‌های ایجاد شده تنها در فواصل اندک است و با افزایش فاصله بین دو میکروشناگر، این تأثیر نیز ناپدید می‌شود. در حالی که در جای‌گیری پهلو به پهلو، این قابلیت در فواصل بیشتر نیز همچنان تاثیرگذاری خود را نشان می‌دهد.

#### ۴- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

در این پژوهش، شنای ریزجانداران در سیال نیوتنی تراکم ناپذیر با استفاده از نرم افزار المان محدود کامسول شبیه سازی شد. میکروشناگر با ایجاد موج در تاژک خود باعث به وجود آمدن نیروی‌های هیدرودینامیکی در سیال می‌شود و طبق قانون نیوتن، میکروشناگر در نتیجه‌ی نیروهای متقابل ناشی از ضرب موج رو به جلو حرکت می‌کند. در ادامه معادله ناویر-استوکس با نیروهای هیدرودینامیکی ناشی از موج تاژک میکروشناگر جفت شده و بر روی یک المان‌بندی متغیر<sup>۱</sup> دلخواه حل می‌شود. در قسمت اول این پژوهش ابتدا به بررسی شنای یک ریزجاندار منفرد پرداخته شد. از آنجایی که سرعت شنای اسپرم یک عامل اساسی در تکنولوژی‌های کمک کننده به باروری<sup>۲</sup> بوده و نقش مهمی در توانایی اسپرم برای رسیدن به تخمک جهت بارور سازی آن دارد، با الگو برداری از شنای اسپرم و تمرکز بر پارامترهای مختلف مربوط به انتشار موج و پارامترهای هندسی کانال بررسی شد که چگونه عوامل ذکر شده ممکن است بر سرعت شنا تأثیر بگذارند. همچنین اطلاعات ارائه شده در این بخش می‌تواند مرجع خوبی با رویکرد طراحی و ساخت میکروشناگران مصنوعی پربازده باشد. در قسمت دوم این پژوهش، به کمک مدل گسترش داده شده، به بررسی یکی از پدیده‌های جالب توجه در رابطه با شنای اسپرم‌ها و باکتری‌ها پرداخته شد. نشان داده شد که شنای هماهنگ پهلو به پهلو در حالت دوبعدی باعث افزایش سرعت شنای میکروشناگران به میزان ۱۲ درصد می‌شود. در حالت شنای هماهنگ سه‌بعدی نیز با در نظر گرفتن دو جای‌گیری پهلو به پهلو و بالا-پایین نشان داده شد که میانگین سرعت شنا به ترتیب به میزان ۱۰ درصد کاهش و ۷ درصد افزایش می‌یابد. همچنین نتایج بدست آمده نشان داد که شنای هماهنگ در حالت دوبعدی را نمی‌توان به سه بعد تعمیم داد. در ادامه، با بررسی توزیع فشار در دامنه

1 Deforming mesh

2 Assisted reproductive technologies

- Research, 6(Suppl 2) (2017) S427-S430.
- [13] Y. Zhang, R.R. Xiao, T. Yin, W. Zou, Y. Tang, J. Ding, J. Yang, Generation of gradients on a microfluidic device: Toward a high-Throughput investigation of spermatozoa chemotaxis, PLoS ONE, 10(11) (2015) 1-14.
- [14] A. Bahat, M. Eisenbach, I. Tur-Kaspa, Periovalutary increase in temperature difference within the rabbit oviduct, Human Reproduction, 20(8) (2005) 2118-2121.
- [15] Q.Y. Liu, X.Y. Tang, D.D. Chen, Y.Q. Xu, F.B. Tian, Hydrodynamic study of sperm swimming near a wall based on the immersed boundary-lattice Boltzmann method, Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics, 14(1) (2020) 853-870.
- [16] G. Li, A.M. Ardekani, Collective Motion of Microorganisms in a Viscoelastic Fluid, Physical Review Letters, 117(11) (2016) 1-5.
- [17] R. Nosrati, A. Driouchi, C.M. Yip, D. Sinton, Two-dimensional slither swimming of sperm within a micrometre of a surface, Nature Communications, 6(1) (2015) 1-9.
- [18] S.F. Schoeller, W.V. Holt, E.E. Keaveny, Collective dynamics of sperm cells: Collective dynamics of sperm cells, Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences, 375(1807) (2020).
- [19] Y. Yang, Cooperation of Sperm in Two Dimensions: Synchronization, Attraction and Aggregation through Hydrodynamic Interactions, Physical Review E, 78(6) (2009) 061903.
- [20] D.M. Woolley, R.F. Crockett, W.D.I. Groom, S.G. Revell, A study of synchronisation between the flagella of bull spermatozoa , with related observations, (2009) 2215-2223.
- [21] I. Llopis, I. Pagonabarraga, M. Cosentino Lagomarsino, C.P. Lowe, Cooperative motion of intrinsic and actuated semiflexible swimmers, Physical Review E, 87(3) (2013) 1-12.
- [22] B.J. Walker, K. Ishimoto, E.A. Gaffney, The pairwise hydrodynamic interactions of synchronized spermatozoa, Physical Review Fluids, 4(9) (2019) 1-14.
- [1] E.A. Gaffney, H. Gadêlha, D.J. Smith, J.R. Blake, J.C. Kirkman-Brown, Mammalian sperm motility: Observation and theory, Annual Review of Fluid Mechanics, 43 (2011) 501-528.
- [2] J. Elgeti, R.G. Winkler, G. Gompper, Physics of microswimmers - Single particle motion and collective behavior: A review, Reports on Progress in Physics, 78(5) (2015) 56601-56601.
- [3] R. Nosrati, P.J. Graham, B. Zhang, J. Riordon, A. Lagunov, T.G. Hannam, C. Escobedo, K. Jarvi, D. Sinton, Microfluidics for sperm analysis and selection, Nature Reviews Urology, 14(12) (2017) 707-730.
- [4] S. Palagi, P. Fischer, Bioinspired microrobots, Nature Reviews Materials, 3(6) (2018) 113-124.
- [5] F.B. Tian, L. Wang, Numerical modeling of sperm swimming, Fluids, 6(2) (2021).
- [6] B. Ahmadian, B. Vahidi, Response analysis of primary cilia of the cell to the oscillatory fluid flow by using fluid-structure interaction method, Amirkabir J. Mech. Eng., 53(Special Issue 5) (2021) 3293-3306. (In Persian)
- [7] G. Taylor, Analysis of the Swimming of Microscopic Organisms, Proc. R. Soc. Lond. A, 209 (1951) 447-461.
- [8] D.F. Katz, On the propulsion of micro-organisms near solid boundaries, J. Fluid Mech., 64(1) (1974) 39-49.
- [9] G.J. Hancock, The Self-Propulsion of Microscopic Organisms through Liquids, Proc. R. Soc. Lond. A, 217 (1953) 96-121.
- [10] H.I. Andersson, E. Celledoni, L. Ohm, B. Owren, B.K. Tapley, An integral model based on slender body theory, with applications to curved rigid fibers, Physics of Fluids, 33(4) (2021) 041904-041904.
- [11] B.J. Walker, M.P. Curtis, K. Ishimoto, E.A. Gaffney, A regularised slender-body theory of non-uniform filaments, Journal of Fluid Mechanics, 899(A3) (2020) 1-18.
- [12] R. Lottero-Leconte, C.A. Isidro Alonso, L. Castellano, S.P. Martinez, Mechanisms of the sperm guidance, an essential aid for meeting the oocyte, Translational Cancer



- New York, NY, 2016.
- [25] O.Vera, M.G. Mufioz, K.Jaffe, Wave parameters of the sperm flagellum as predictors of human spermatozoa motility, *ANDROLOGIA*, 30(3) (1998) 153-157.
- [23] F.-h. Qin, W.-x. Huang, H.J. Sung, Simulation of small swimmer motions driven by tail / flagellum beating, *Computers and Fluids*, 55 (2012) 109-117.
- [24] F.M. White, *Fluid mechanics*, 8th ed., McGraw-Hill,

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

A. Heydari, M. Zabetian Targhi, S. Zaei, R. Nosrati, I. Halvaei, *Simulation of Sperm-Like Microswimmers Using Finite Element Method*, *Amirkabir J. Mech Eng.*, 54(8) (2022) 1719-1736.

DOI: 10.22060/mej.2022.21196.7397



