نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۴، شماره ۸، سال ۱۴۰۱، صفحات ۱۷۱۹ تا ۱۷۳۶
DOI: 10.22060/mej.2022.21196.7397

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

علی حیدری[۱]، محمد ضابطیان طرقی [۱ *]، سروش ضیایی[۱]، رضا نصرتی[۲]، ایمان حلوایی[۳]

۱- دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
۲- دانشکده مهندسی مکانیک و هوافضا، دانشگاه موناش، ملبورن، استرالیا
۳- دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

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 ناویر–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 پهلوی دوبعدی، پهلو به پهلوی 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.

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

۱- مقدمه

حرکت میکروارگانیسم‌ها در مقیاس کوچک همواره یکی از زمینه‌های اصلی مورد مطالعه محققان بوده‌است [۱]. ریزجانداران[۱] 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 میکروربات‌ها 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 $2\pi^2A^2/\lambda^2$ برابر سرعت انتشار موج، رو به جلو حرکت می‌کند. کاتز [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. هنکاک [۹] نیز در مطالعه‌ای تحلیلی، اصول ابتدایی روشی را معرفی کرد که در سال‌های بعد توسعه یافت و به نام نظریه بدن باریک[۲] شناخته شد [۸ و ۹] در این مطالعه، توزیعی از توابع نیرو (استوکسلت[۳] و دوقطبی[۴]) که قادر به ایجاد اثر معادل یک

1 Micro-organisms

2 Slender body
3 Stokeslets
4 Dipole

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

حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.

رشته مواج 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 شنایی [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[1] و شنای هماهنگ[2] معروف هستند [۱۶-۱۴]. نصرتی و همکاران [۱۷] به صورت تجربی با استفاده از میکروسکوپ فلورسانس بازتاب داخلی[3]، 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 ۲[mPa.s] رخ می‌دهد. همچنین مشاهده شد که اسپرم انسان در این حالت ۵۰ درصد سریعتر از الگوی مارپیچ[4] 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 بازده‌تر 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[5] 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 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 خواهندگرفت، 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. لوپیس و همکاران [۲۱] به صورت عددی با استفاده از مدل دانه-فنر[6] 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[7] 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 لوپیس 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[8]، 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، مدل سازی 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 پربازده که در آینده‌ای نزدیک در علوم پزشکی پرکاربرد خواهند بود، می‌بایست تأثیر اصلی‌ترین

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

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

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].

$$\nabla.\vec{u}=0 \qquad (۱)$$

$$\rho(\partial\vec{u}/\partial t+\vec{u}.\nabla\vec{u})= -\nabla\vec{p}+\nabla.\mu(\nabla\vec{u}+(\nabla\vec{u})^T)+\vec{F} \qquad (۲)$$

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

۲- ۱- ۲- 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 پخش‌شونده درون دم میکروشناگر به کمک معادله (۳) مدل می‌شود [۲۳].

$$Y(x,t)=A(x)\sin(2\pi(\frac{x-x_{com}}{\lambda}-\frac{t}{T})) \qquad (۳)$$

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، λ طول موج و T پریود و یا دوره نوسانات موج است. تابع دامنه موج نیز بصورت معادله (۴) تعریف می‌شود.

$$A(x)=A_{\max}\frac{x}{L} \qquad (۴)$$

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.

$$F=\oint(\vec{n}.\vec{\sigma})dA \qquad (۵)$$

در معادله بالا، σ 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 برایند 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.

$$m\frac{dU_{com}}{dt}=F_x,\qquad \frac{dx_{com}}{dt}=U_{com} \qquad (۶)$$

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

جدول ۱. مشخصات مولفه‌های هندسی و موجی یک اسپرم بالغ

Table 1. Geometric and wave parameters of a spermatozoa

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

جرم فرض نمود. باید گفت که در صورت در نظر گرفتن اختلاف چگالی میکروشناگر و سیال که در حدود $[kg/m^3]$ ۵۰ 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.

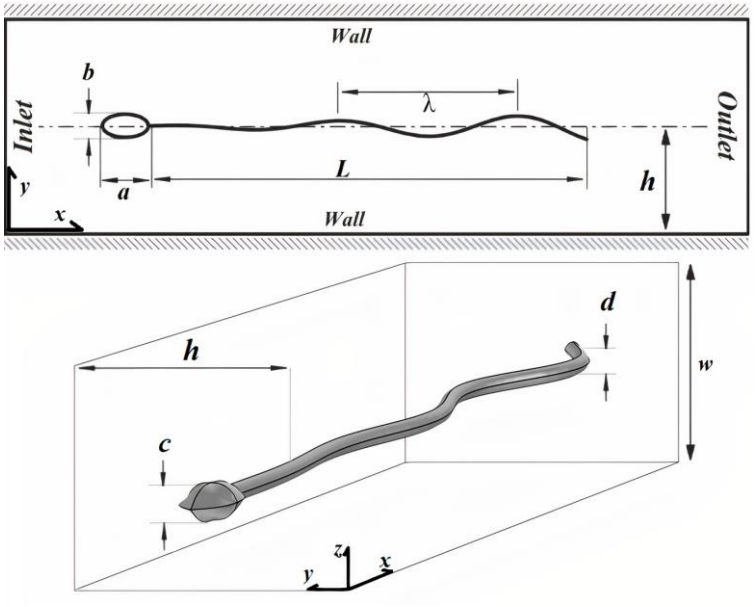
۲- ۳- شرایط مرزی

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 $[kg/m^3]$ ۱۰۰۰ و $[mPa.s]$ ۲/۵ در نظر گرفته شد.

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[1] با کمک تکنیک‌های پایدار کننده‌ی پخشی بادگیری[2] و خط جریانی[3] برای گسسته سازی 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[4] برای حل معادلات مربوطه مورد استفاده قرار گرفت. همچنین تلرانس نسبی برای همگرایی تمامی پارامترها 10^{-6} قرار داده شد. قابل ذکر است، در حالت سه‌بعدی بنابر حسب نیاز، تنظیمات شبکه‌بندی خودکار[5] فعال شده و در صورت کاهش کمترین کیفیت المان[6] به کمتر از ۰/۱، شبکه جدید ایجاد می‌شد.

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)

۲- ۵- اعتبارسنجی

در این قسمت ابتدا به بررسی استقلال از شبکه پژوهش حاضر پرداخته می‌شود. سپس نتایج بدست آمده از قسمت دوبعدی این تحقیق بر اساس نتایج بدست آمده از پژوهش‌های کاتز [۸] و کین و همکاران [۲۳] صحت سنجی می‌شود.

۲- ۵- ۱- استقلال از شبکه

اصلی‌ترین 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 می‌باشد. به همین دلیل، اولین گام در بررسی استقلال از شبکه در مدل معرفی شده، بدست آوردن تعداد المان‌های لازم بر روی دم میکروشناگر می‌باشد. پس از ثابت نمودن تعداد المان بر روی دم، نوبت به بررسی المان‌های دامنه محاسباتی می‌باشد که سه حالت مختلف سایزبندی پیش‌فرض موجود در نرم‌افزار کامسول استفاده شد. لازم به ذکر است که فرایند بالا در حالت سه‌بعدی نیز به همین صورت می‌باشد. در جدول ۲ و ۳ بررسی استقلال از شبکه از طریق محاسبه میانگین سرعت شنای میکروشناگر صورت پذیرفته‌است. همچنین در شکل ۲ و شکل ۳ نیز نمودار تغییرات سرعت بر حسب زمان برای ۴ مورد از شبکه‌بندی‌های انجام شده آورده شده‌است تا از دقت نتایج اطمینان حاصل شود. تنها نکته قابل ذکر در رابطه با این قسمت، مقدار دامنه قرار داده شده در مدل محاسباتی بوده که برابر با ۲ um در نظر گرفته شده‌است. بقیه پارامترها همانند آنچه در جدول ۱ آورده شده‌است، درون مدل جایگذاری شده‌اند. 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 درشت‌تر[1] برای دامنه محاسباتی در هر دو حالت دو و سه‌بعدی انتخاب شد. مقدار خطای نسبی در جدول ۴ آورده شده‌است. در ادامه نیز در شکل ۴، شبکه محاسباتی مورد استفاده در دو حالت دو و سه‌بعدی نشان داده شده‌است.

۲- ۵- ۲- صحت‌سنجی

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 رسیده‌است، بررسی می‌شود. کاتز به کمک آنالیز بای-هارمونیک[2] و تئوری لوبریکیشن[3]، شنای یک صفحه مواج با طول بی‌نهایت 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

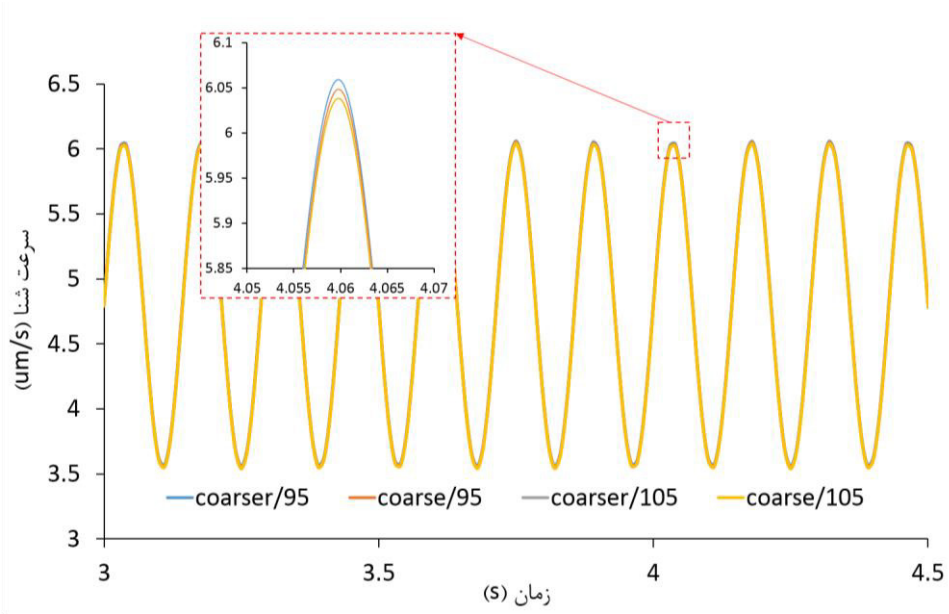
1 Coarser
2 Bi-harmonic analysis
3 Lubrication theory

جدول ۲. استقلال از شبکه برای حالت دوبعدی

Table 2. Grid independence for 2D case

المان دامنه محاسباتی/ تعداد المان دم	درشت[1] (تعداد المان‌ها)	درشت‌تر (تعداد المان‌ها)	خیلی درشت[2] (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)

[1] Coarse
[2] Extra coarse



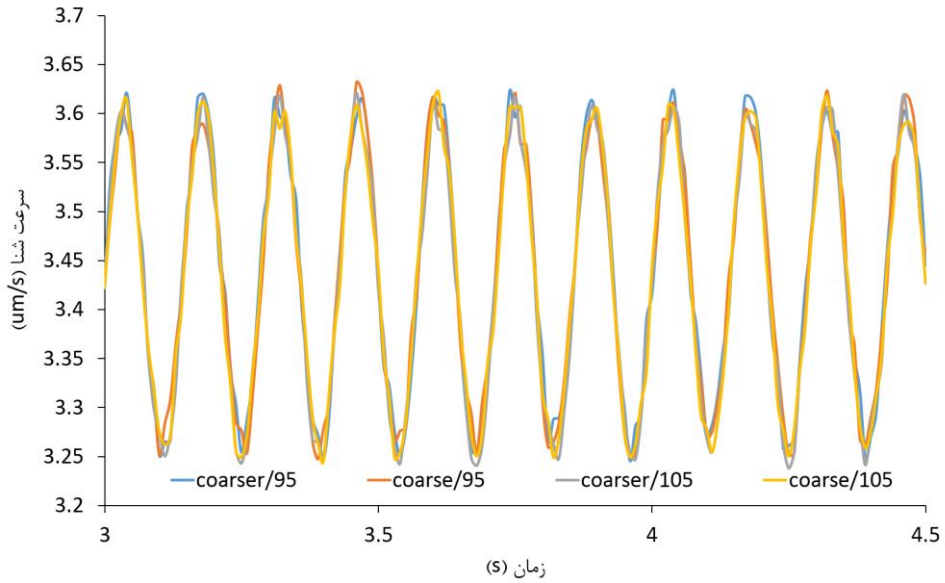
شکل ۲. استقلال از شبکه در حالت دوبعدی برای چهار مورد از شبکه‌بندی‌های صورت گرفته در دامنه

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

جدول ۳. استقلال از شبکه برای حالت سه‌بعدی

Table 3. Grid independence for 3D case

المان دامنه محاسباتی / تعداد المان دم	درشت (تعداد المان‌ها)	درشت‌تر (تعداد المان‌ها)	خیلی درشت (تعداد المان‌ها)
۸۵	۳/۵ [um/s] (۷۶۵۷۲)	۳/۵۴ [um/s] (۷۲۲۳۷)	۳/۵۶ [um/s] (۶۹۸۵۹)
۹۵	۳/۴۳ [um/s] (۸۰۶۷۸)	۳/۴۵ [um/s] (۷۶۵۳۴)	۳/۶۳ [um/s] (۷۴۴۱۴)
۱۰۵	۳/۴۱ [um/s] (۸۴۵۸۴)	۳/۴۲ [um/s] (۸۱۲۰۲)	۳/۴۹ [um/s] (۷۸۳۲۳)



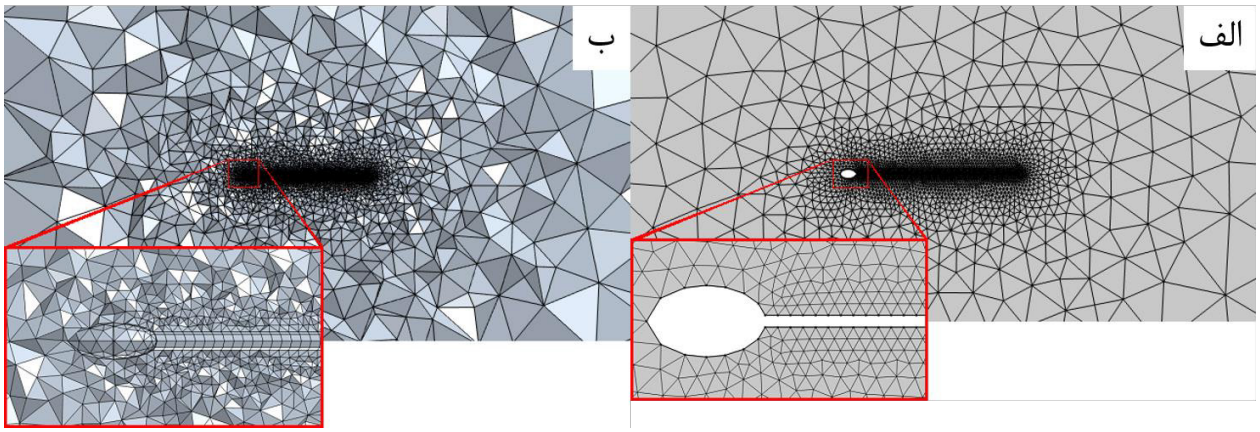
شکل ۳. استقلال از شبکه در حالت سه‌بعدی برای چهار مورد از شبکه‌بندی‌های صورت گرفته در دامنه

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

جدول ۴. خطای نسبی محاسبات در دو حالت دو و سه‌بعدی

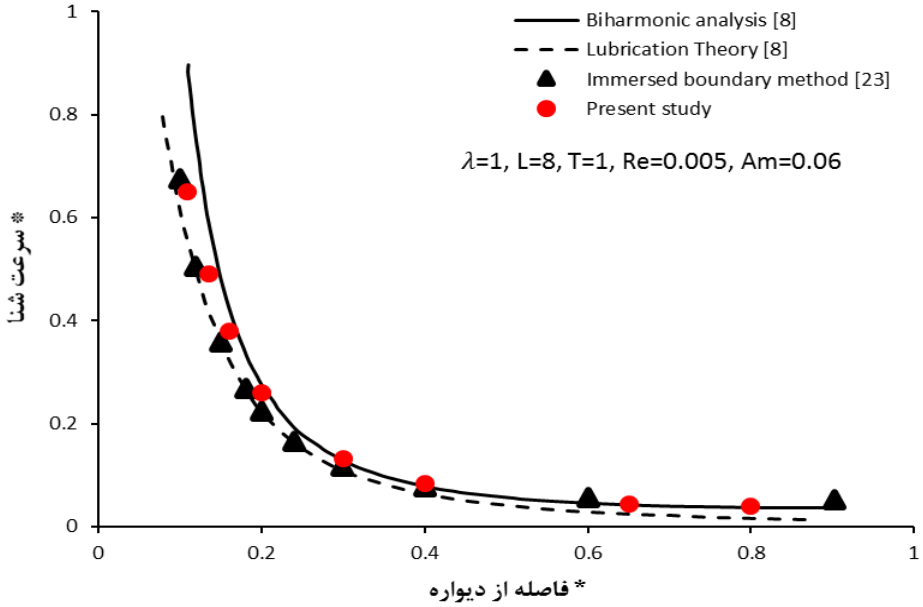
Table 4. Relative error for 2D and 3D cases

سه بعدی		دو بعدی	
المان دامنه محاسباتی/تعداد المان دم	مقدار سرعت [um/s]	المان دامنه محاسباتی/تعداد المان دم	مقدار سرعت [um/s]
درشت‌تر/۹۵	۳/۴۵	درشت‌تر/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) سه‌بعدی

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

پیشینیان را به کمک روش عددی مرز غوطه‌ور[1] 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 جزییات نحوه بی‌بعدسازی به صورت کامل در مرجع ذکر شده، در قسمت ۲-۲ آن مرجع آورده شده‌است. اما بصورت خلاصه در رابطه با بی‌بعدسازی مقدار سرعت شنا، این بی‌بعدسازی از طریق تقسیم مقدار سرعت شنای محاسبه شده در شبیه‌سازی‌ها بر سرعت انتقال موج، $V=\lambda/T$ که λ 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 شنای هماهنگ دو میکروشناگر که در دو حالت پهلو به پهلو و بالا-پایین قرار گرفته‌اند مورد بررسی قرار می‌گیرد.

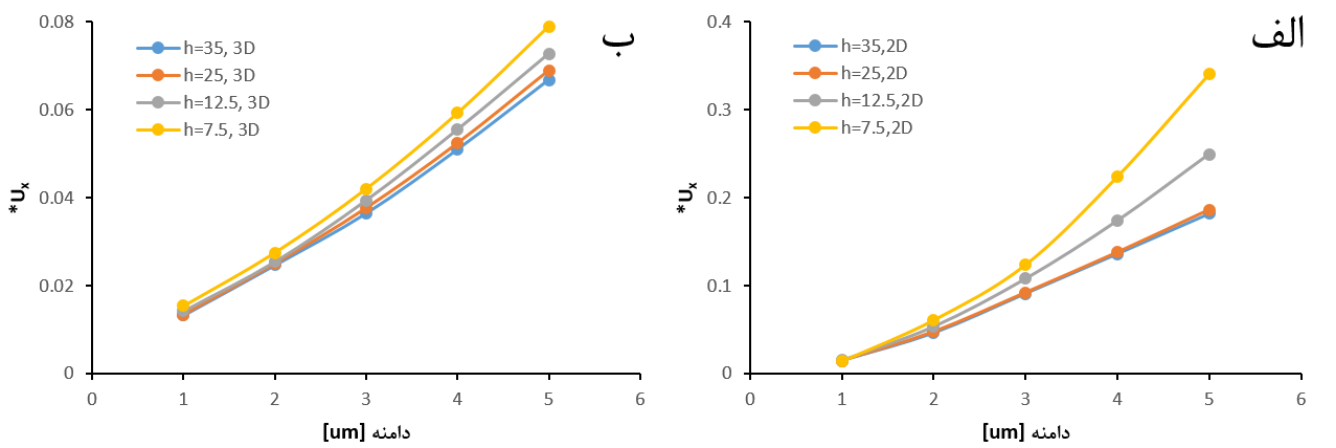
1 Immersed boundary method

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[2] که دارای عمق واحد است شبیه‌سازی شده‌است. 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

2 Sheet



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

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.

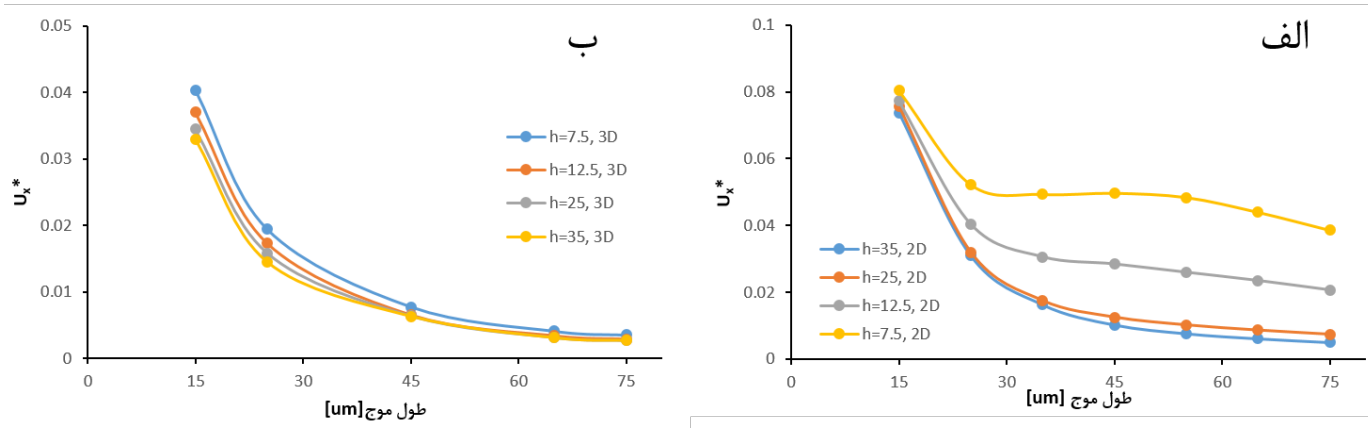
حال آنکه در حالت سه‌بعدی بر خلاف حالت دوبعدی که تمام تنش‌های ایجاد شده در یک صفحه قرار داشت، به دلیل شباهت بسیار زیاد مدل عددی با یک میکروشناگر واقعی و عدم ایجاد تنش‌های هیدرودینامیکی شدید در یک سطح و یا حجم گسترده، نتایج بدست آمده به خوبی با روابط نظری سازگار هستند. در انتها نیز همان‌گونه که پیش‌بینی 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[1] کمک گرفت. همچنین می‌توان در جهت ساخت تراشه‌های میکروسیالی با میکروکانال‌هایی با عرض‌های مختلف برای جداسازی اسپرم‌های شایسته[2]، دارای بیشترین سرعت و نرخ جنبش، یا غیر طبیعی[3] 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 [um]۲۰ و دوره نوسانات برابر با ۰/۳ ثانیه در نظر گرفته شده است و تنها تأثیر تغییر دامنه موج بررسی شده‌است.

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 شده‌است.

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

1 Drug delivery
2 Competent
3 Abnormal



شکل ۷. تغییرات اندازه سرعت شنای بی‌بعد 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

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.

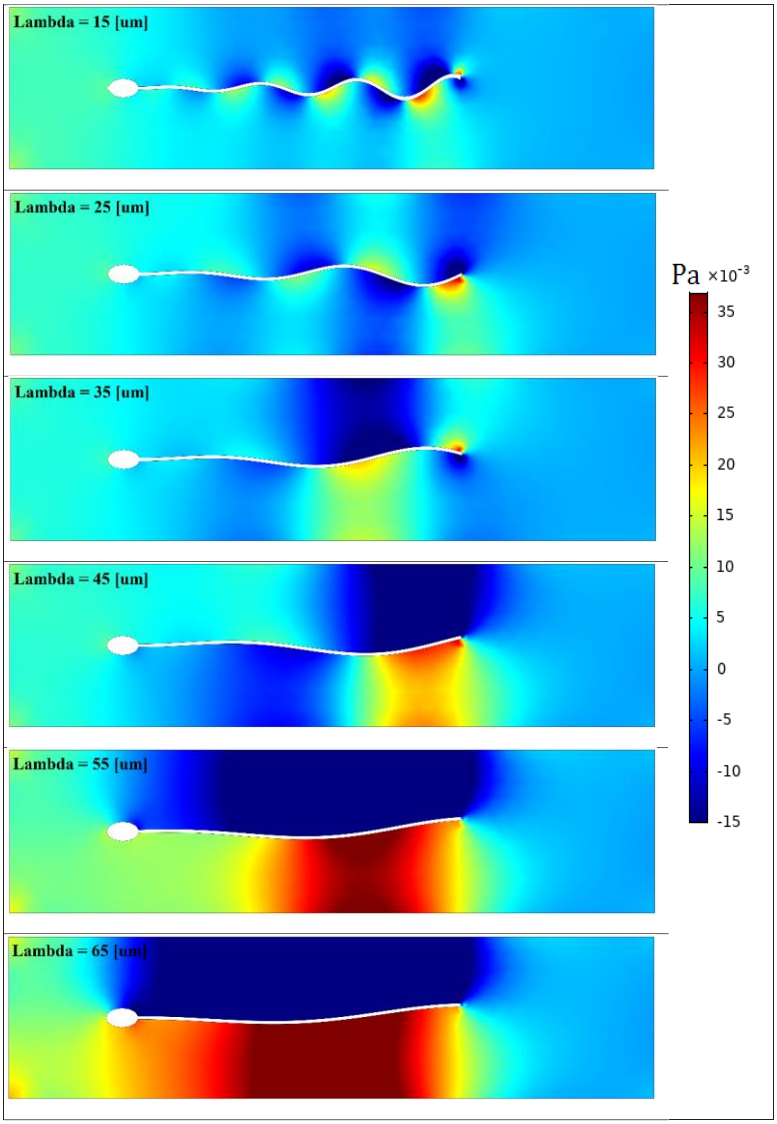
۳- ۲- شنای هماهنگ

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 داده‌شد. 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 درحدود ۱۲ 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 پسآ، نیروی ناشی از تنش فشاری است، می‌توان به این نتیجه رسید که با کاهش فشار بین میکروشناگران، نیروی پسآی 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.



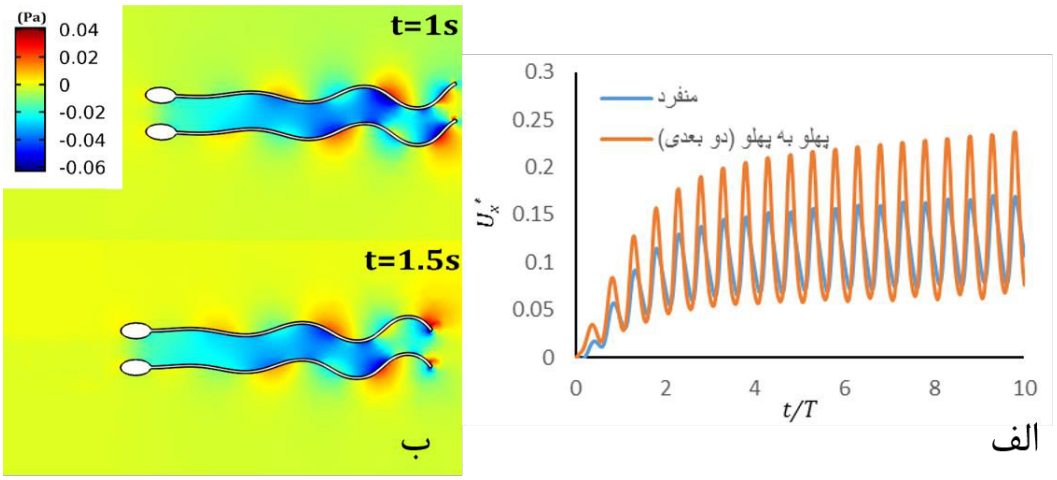
شکل ۸. نتایج توزیع فشار سیال در اطراف شناگر درون میکروکانال با عرض [um] ۲۵ =2h برای حالت دوبعدی

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

۳- ۲- ۳- شنای بالا-پایین سه بعدی

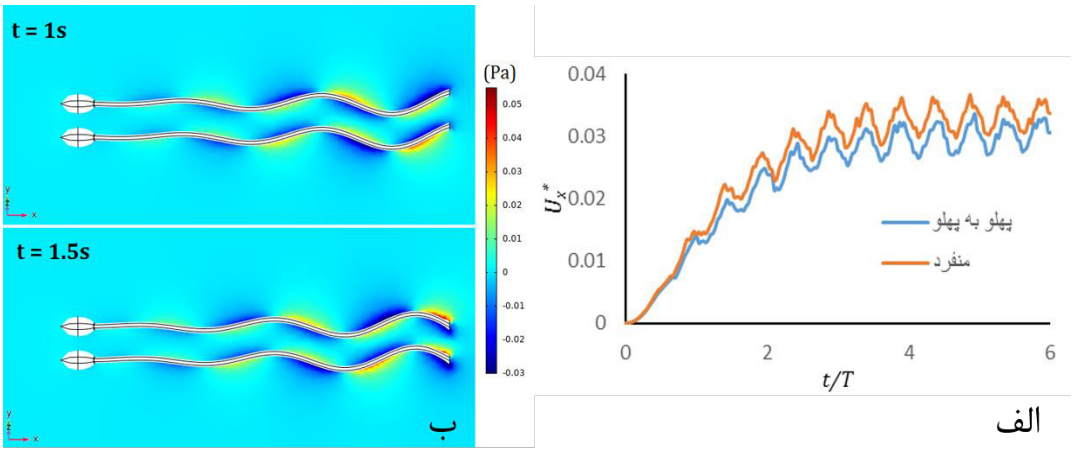
در نهایت، در صورت قرار دادن میکروشناگران سه‌بعدی در حالت بالا-پایین و محاسبه میانگین سرعت شنای آن‌ها می‌توان به این نتیجه رسید که مطابق شکل ۱۱ در مقایسه با حالت منفرد، میانگین سرعت در حدود ۷ درصد رشد می‌کند.

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 کنیم. همانطور که در شکل ۱۲ نشان داده شده‌است، 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



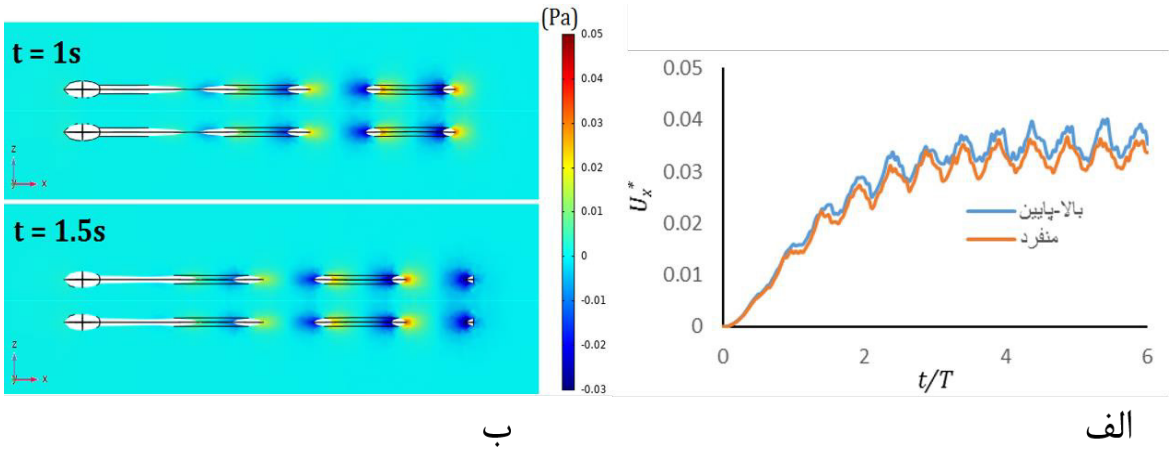
شکل ۹. الف): سرعت بی‌بعد شده میکروشناگران در دو حالت شنای هماهنگ پهلو به پهلو، و منفرد در دو بعد، ب) توزیع فشار برای میکروشناگران در حالت پهلو به پهلو و دوبعدی

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)



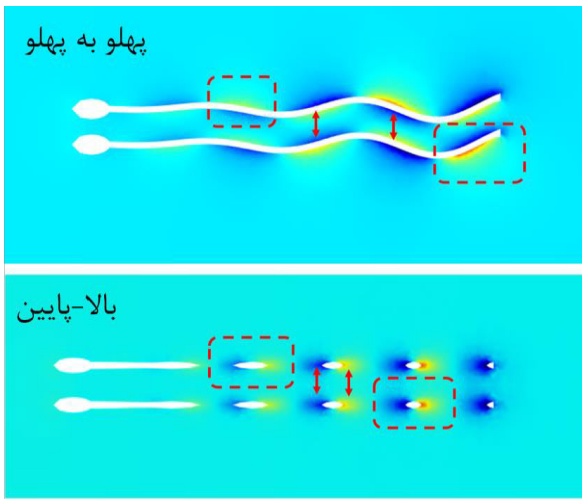
شکل ۱۰. الف): سرعت بی‌بعد شده میکروشناگران در دو حالت شنای هماهنگ پهلو به پهلو (سه‌بعدی) و منفرد، ب) توزیع فشار برای میکروشناگران در حالت پهلو به پهلو (سه‌بعدی)

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

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[1] 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[2] 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 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]
λ	طول موج، [m]
μ	لزجت دینامیک سیال، [Pa.s]
ρ	چگالی سیال، [kg/m^3]
$\vec{\sigma}$	تنش وارد شده به سطح میکروشناگر، [Pa]

1 Deforming mesh
2 Assisted reproductive technologies

منابع

[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 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, Periovulatory 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.

[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, 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.

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

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) 1719-1736.

DOI: 10.22060/mej.2022.21196.7397

این صفحه عمداً خالی است