

آنالیز جریان ذرات خون در یک میکروکانال تحت تأثیر چرخش و جریان EDL

بهناز ارجمند کرمانی^{۱*}، یونس بخشان^۲ و سعید نیازی^۳

اطلاعات مقاله	چکیده
دریافت مقاله: ۱۳۹۸/۱۱/۱۹ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۰۳/۲۷	در این تحقیق به بررسی جریان پلاسمای خون که در داخل آن نانوذرات گلبول-سفید، گلبول قرمز و پلاکت با درصد غلظت خون یک انسان بالغ که در داخل یک میکروکانال مستطیلی سه بعدی معلق می‌باشند، پرداخته شده است. محفظه حول محور عمودی با سرعت زاویه‌ای ثابت در جهت عکس عقربه‌های ساعت دوران می‌کند و تحت تأثیر جریان الکتریکی مستقیم قرار دارد. نتایج عددی در نانوذرات گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت در سیال پلازما با دو سرعت زاویه‌ای متفاوت استخراج و مقایسه گردید. حرکت نانوذرات معلق در خون و موقعیت آنها در محفظه بررسی شد. مشاهده گردید که سرعت سیال در صفحات عمود بر محور کانال نامتقارن می‌باشد و جهت دوران بر روی آن مؤثر می‌باشد. با افزایش سرعت زاویه‌ای، فشار در امتداد کانال و در راستای محور دوران کاهش می‌یابد و ماکزیم مقدار خود را در مرکز کانال دارد. همچنین با بررسی عددی سرعت و نحوه توزیع نانوذرات نتیجه‌گیری شده است که روند تغییرات سرعت در تمامی نانوذرات یکسان می‌باشد و سرعت گلبول‌های سفید، گلبول‌های قرمز و پلاکت در انتهای کانال بیشتر و خطوط جریان فشرده تر می‌باشد و محل تجمع نانوذرات در صفحه راست محفظه بیشتر می‌باشد.
واژگان کلیدی: نانوذرات، خون، میکروکانال، جریان الکتریکی، سرعت دورانی.	

۱- مقدمه

بر روی رفتار خون و مقایسه ذرات مختلف گلبول-سفید، گلبول قرمز و پلاکت که بصورت معلق در خون وجود دارند پرداخته شده است. جریان گلبول‌ها و پلاکت‌ها، سرعت و فشار پلازما در راستای x, y, z در صفحات مختلف مورد مطالعه قرار گرفته است. در سال ۲۰۰۴ لانگست و همکارانش [۲] با استفاده از روش اویلر-لانگرانژ جریان در یک رگ را بصورت سه بعدی با استفاده از نرم افزار CFX شبیه سازی و در بررسی خود ذرات معلق مانند گلبول‌های-سفید را توسط روش لانگرانژ دنبال کردند در این بررسی اثر دیواره بر هر یک از ذرات در نظر گرفته شده است.

با توجه به استفاده‌هایی که از نانو سیالات برای داشتن تبادل حرارت بهتر و همین‌طور نانو سیال زیستی مثل خون که در طبیعت وجود دارد لازم است به بررسی جریان نانو سیالات پرداخته شود. جریان چرخشی در محفظه‌ها علاوه بر اینکه باعث افزایش دمای سیال می‌شود به جدا سازی نانو-ذرات داخل سیال کمک بهتری می‌کند. که یکی از کاربردهای مهم آن در دستگاه تشخیص هویت، دستگاه جداسازی پلاکت خون می‌باشد. روش دیگر جدا کردن ذرات در داخل نانو سیال استفاده از جریان الکتریکی دو گانه (EDL) می‌باشد در اینجا به بررسی تأثیر دوران و جریان EDL بطور همزمان

*پست الکترونیک نویسنده مسئول: behnaz1.arjomand@yahoo.com

۱. دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه هرمزگان

۲. دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه هرمزگان

۳. استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه هرمزگان

از طریق دستگاه ویسکومتر بدست آمده مقایسه گردیده و کلیه بررسی‌ها در حالت دائم می‌باشد. این رابطه مقادیری که برای ویسکوزیته می‌دهد در مقایسه با ویسکومتر در محدوده وسط کاملاً تطبیق دارد اما در مقادیر کم یا زیاد از مقدار واقعی فاصله می‌گیرد.

کانال که در راستای x جریان edl وجود دارد پرداخته و نیروی دراگ را محاسبه کرده‌اند و سپس به بررسی تأثیر ولتاژ بر روی سرعت سیال در طول کانال پرداخته است.

در سال ۲۰۱۸ خدایاری و همکاران [۱۰] یک سیستم میکروفلوئیدی در محور جریان مویرگی برای ایمنی سنجی ریز ذرات را مورد مطالعه قرار داده‌اند.

در سال ۲۰۱۹ حسن‌زاده و همکاران [۱۱] حرکت و تغییر شکل سلول‌های قرمز خون سالم و بیمار (RBC) در یک رگ با و بدون تنگی برای جریان داخلی غیرقابل فشار و چسبناک با استفاده از روش ترکیبی بولتزنن شبیه‌سازی کرده‌اند.

در این تحقیق به بررسی میدان جریان پلاسمای خون بعنوان سیال پایه و نانوذرات گلبول‌های سفید، گلبول‌های قرمز و پلاکت‌ها با در نظر گرفتن میدان الکتریکی و چرخش در یک میکروکانال بطور همزمان با استفاده از نرم‌افزار Ansys-fluent به روش اولیئر-لاگرانژ پرداخته شده است. در واقع سه‌نوع نانو ذره با اندازه و خصوصیات فیزیکی متفاوت با تعداد مشخص از نقاط تصادفی به داخل پلاسمای تزریق می‌گردد. معادلات مومنوم و انرژی با روش بالادست مرتبه دوم گسسته و با استفاده از الگوریتم سیمپل رابطه بین سرعت و فشار تصحیح شده است. تغییرات سرعت و فشار خون به همراه نانو ذرات آن و محل قرارگیری آنها مورد بررسی قرار گرفته است.

۲- محاسبات

۲-۱- بیان مسئله

خون به‌عنوان یک نانوسیال که در آن سیال پایه پلاسمای و ذرات معلق گلبول قرمز، گلبول سفید و پلاکت که به صورت کاملاً تصادفی در داخل یک میکروکانال با ابعاد ورودی 0.2 در 0.2 میلی‌متر و با طول 4 میلی‌متر پخش شده‌اند، در نظر گرفته شده است. و محفظه حول محور Z با سرعت زاویه‌ای Ω ثابت 1800 دور در ثانیه می‌گردد. مسئله با دو سرعت زاویه‌ای 1800 و 2400 دور بر دقیقه که جهت دوران خلاف عقربه‌های ساعت می‌باشد، بررسی شده است. دو وجه موازی که عمود

در سال ۲۰۰۵ فرایدمن و همکارانش [۳] انواع روش‌های جدا-سازی و انتقال ذرات را با تمام فرضیات که در تحقیقات قبلی ارائه شده بود، بررسی کردند. آنها صرف‌نظر کردن اثر دیواره بر روی ذرات و همچنین اثرات دما بر مغناطیس-پذیری ذرات را بررسی کردند. در سال ۲۰۰۸ سی تی جیون و همکارش [۴] اثر دما و غلظت حجم ذرات در ویسکوزیته دینامیکی برای نانو سیالات آب- Al_2O_3 به‌طور تجربی بررسی شده است.

داده‌های ویسکوزیته با استفاده از ویسکومتر تجاری به‌نام پیستون برای درجه حرارت دمای اتاق تا 75 درجه سانتی-گراد جمع‌آوری شدند. دو اندازه ذره متفاوت یعنی 36 و 47 نانومتر در نظر گرفته شده است. مشخص شده است که، به‌طور کلی، ویسکوزیته دینامیکی نانو سیالات با کسری از حجم ذرات به میزان قابل توجهی افزایش می‌یابد اما با افزایش دما به‌وضوح کاهش می‌یابد.

در سال ۲۰۰۹ جانگ به همراه یو [۵] به مطالعه تأثیر جریان edl بر روی ضریب انتقال حرارت هدایتی نانو سیال پرداخته است.

در سال ۲۰۱۰ تانگ و همکاران [۶] به‌حل عددی پتانسیل الکتریکی حاصل از جریان الکتروویسکوز یک سیال غیر نیوتنی در داخل یک میکروکانال با مدل لاتیک-بولتزنن پرداخته است، نشان می‌دهد که تأثیر ویسکوزیته سیال برشی نازک $n < 1$ در نزدیکی دیواره کوچکتر از تأثیر الکترو-ویسکوز می‌باشد ولی در سیال غیرنیوتنی $n > 1$ الکترو-ویسکوز تأثیر بسیار کمی دارد و قابل چشم‌پوشی است.

در سال ۲۰۱۰ یانگ و همکاران [۷] به مطالعه تجربی و تئوری جریان اسموز سیال غیرنیوتنی در داخل یک میکرو-کانال مربعی و بررسی تأثیر ابعاد کانال بر روی پروفیل سرعت پرداخته است.

ترینیک و ادولف [۸] در سال ۲۰۱۳ به بررسی جریان آرام نانوسیال غیرنیوتنی کربوکسی متیل با غلظت و ذرات متفاوت $(0 < \phi < 10\%)$ و $(10^6 < R_{nf} < 10^3)$ در داخل یک محفظه مکعبی پرداخته است. نتایج بدست آمده نشان می‌دهد که در غلظتهای بیشتر عدد پرانتل کاهش می‌یابد.

در سال ۲۰۱۴ میلاد تاجیک و همکاران [۹] به بررسی ویسکوزیته و شکل ذرات، Al_2O_3, TiO_2, CuO را در داخل روغن از شرکت نفت بهران با غلظت 1% تا 2% در دمای $15/6$ پرداخته و قطر ذرات و درصد غلظت و شکل ذرات کاملاً مشخص شده است. این داده‌ها با داده‌هایی که

موقعیت تعدادی از ذرات در شکل (۲) در صفحه xy آورده شده است.

جدول ۲- خواص گلبول سفید

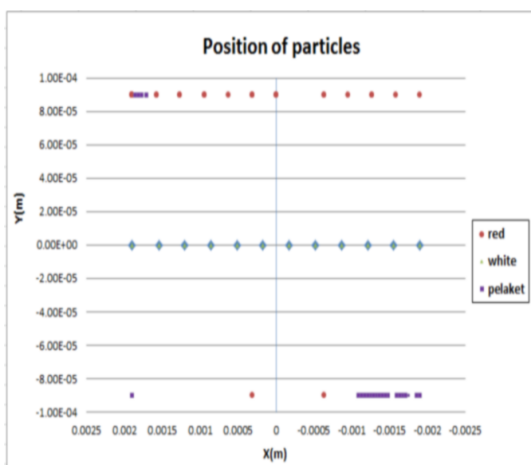
پارامتر	مقدار	مرجع
چگالی (kg/m^3)	۱۰۸۰	[۱۲]
چگالی بار ($\frac{C}{m^3}$)	۰/۳	[۱۲]
اندازه ذرات (میلی متر)	$1/5 \times 10^{-2}$	[۱۲]
تعداد (در یک میکرولیتر)	7×10^3	[۱۲]

جدول ۳- خواص گلبول قرمز

پارامتر	مقدار	مرجع
چگالی (kg/m^3)	۱۱۱۰	[۱۲]
چگالی بار ($\frac{C}{m^3}$)	۰/۳	[۱۲]
اندازه ذرات (میلی متر)	1×10^{-3}	[۱۲]
تعداد (در یک میلی- مترمکعب)	5×10^6	[۱۲]

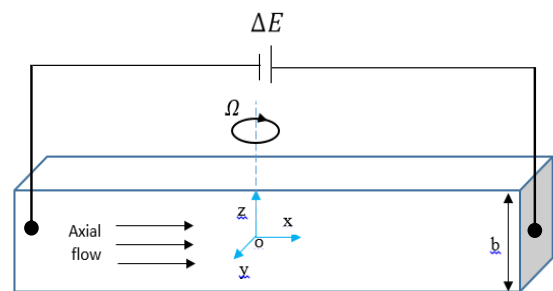
جدول ۴- خواص پلاکت خون

پارامتر	مقدار	مرجع
چگالی (kg/m^3)	۱۰۸۰	[۱۲]
چگالی بار ($\frac{C}{m^3}$)	۰	[۱۲]
اندازه ذرات (میلی متر)	2×10^{-3}	[۱۲]
تعداد (در یک میلی- متر مکعب)	2×10^5	[۱۲]



شکل ۲: موقعیت تعدادی از نانوذرات در صفحه xy

برمحور x ها قرار دارند به جریان الکتریکی مستقیم وصل می شوند. این دو دیوار در دمای محیط و بقیه دیوارها عایق می باشند. جریان پلاسما و نانو ذرات آن که شامل گلبول- سفید، گلبول قرمز و پلاکت می باشد، هردو آرام و پایدار در نظر گرفته شده اند. برای شبیه سازی پلاسما از فرمول بندی اوپلری و شبیه سازی نانو ذرات آن از روش لاگرانژی استفاده شده است. لازم به ذکر است که اندازه نانو ذرات مختلف و تعداد آنها در محفظه با توجه به اندازه واقعی آنها در خون بطور جداگانه تعریف شده اند. شماتیک مسئله در شکل شماره (۱) نشان داده شده است.



شکل ۱- میکروکانال مورد بررسی (میدان حل)

باتوجه به اینکه در اینجا سیال پایه پلاسما می باشد، خواص آن در جدول شماره ۱ آمده است.

جدول ۱- خواص پلاسما

پارامتر	مقدار	مرجع
چگالی (kg/m^3)	۱۰۵۰	[۹]
ویسکوزیته نیوتونی ($\text{kg}/(\text{m} \cdot \text{s})$)	۰/۰۰۳۵	[۹]
ویسکوزیته غیر نیوتونی	مدل توانی	[۱۳]
نفوذپذیری مغناطیسی h/m	۰/۰۰۰۰۰۳۸۸	[۸]
هدایت حرارتی $w/(\text{m} \cdot \text{k})$	۰/۵۲	[۸]
ظرفیت حرارتی ویژه $J/\text{kg}^\circ\text{K}$	۴۲۰۰	[۸]

بدلیل وجود گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت در داخل پلاسما بسیاری از خواص پلاسمای خون تغییر می کند که- می توان با روش های تحلیلی و تجربی آنها را بدست آورد که در اینجا خواص گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت به- ترتیب در جداول ۲، ۳ و ۴ آورده شده است.

نانو ذرات بصورت تصادفی با توجه به تعداد واقعی به یک نسبت از صفحات متفاوتی بداخل پلاسما فرستاده می شود.

۲-۲- معادلات حاکم

$$Ek = \frac{u \nabla^2 v}{2\Omega \times v} \cong \frac{u^v / L^2}{2\Omega v} = \frac{u}{2\Omega L^2} = \frac{u}{\frac{R_0}{Re}} \quad (6)$$

$$\frac{\eta - \eta_\infty}{\eta_0 - \eta_\infty} = \frac{1}{(1 + m(\dot{\gamma})^n)} \quad (7)$$

که در آن ثابت‌های η_0 و η_∞ به ترتیب، ویسکوزیته‌های برشی صفر و بینهایت می‌باشند. برای $n < 1$ این مدل نیز رفتار نازک برشی از خود نشان می‌دهد. بعلاوه محدوده نیوتنی در این مدل $m \rightarrow 0$ واقع است. اگر چه در ابتدا کراس پیشنهاد نمود که $n=2/3$ باشد.

یک مدل دیگر برای سیالات برشی نازک بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرد، بصورت زیر تعریف می‌گردد:

$$\frac{\eta - \eta_\infty}{\eta_0 - \eta_\infty} = (1 + (\lambda\dot{\gamma})^2)^{(n-1)/2} \quad (8)$$

که در آن ثابت‌های η_0 و η_∞ ، به ترتیب، ویسکوزیته‌های برشی صفر و بینهایت بوده و λ ثابت زمانی است. برای سیالات برشی نازک، n کوچکتر از یک می‌باشد [۹]. استفاده از این مدل در مورد خون داریم:

$$\eta_0 = 0.056 \text{ pa.s} \quad \eta_\infty = 0.0345 \text{ pa.s}$$

$$n = 0.3568 \quad \lambda = 3.313 \text{ sec}$$

تأثیر جریان EDL توسط پارامتر زیر تعریف می‌شود:

$$P = \frac{(1 + K^{-1})^3 - r^3}{r^3} \quad (9)$$

$$[\mu]_{EV} = [\mu] (1 + P) \quad (10)$$

با وجود جریان edl تابع پتانسیل Ψ که ایجاد نیروی حجمی F بنام لورنز در راستای x می‌کند از رابطه زیر بدست می‌آید.

$$\nabla^2 \Psi = \frac{d^2 \Psi}{dy^2} + \frac{d^2 \Psi}{dz^2} = -\frac{\rho_e}{\epsilon_f} \quad (11)$$

$$F = \rho_e E_x \quad (12)$$

$$\nabla^2 \Psi = \Psi_{ref} k^2 \sinh\left(\frac{ez\Psi}{k_B T}\right) \quad \text{در نتیجه:}$$

که شرایط مرزی آن:

$$\Psi(\pm b, z) = \zeta_1, \Psi(y, \pm h) = \zeta_2$$

معادلات جریان حاکم بر فاز اولبری و سیال معادلات پیوستگی، مومنتوم و انرژی هستند که معادله پیوستگی به صورت زیر تعریف می‌گردد:

چرخش پایدار با توجه به شکل (۱) یک مختصات کارتزین فرض می‌کنیم با سرعت زاویه‌ای Ω و که چرخش حول محور Z است. (x, y, z) دستگاه مختصات مرجع ما می‌باشد. مختصات یک نقطه به میزان جابجایی بستگی دارد. نیرویی که نسبت به محور مرجع ایجاد می‌شود بصورت زیر- است:

$$\begin{aligned} F'_x &= F_x \cos(\Omega t) - F_y \sin(\Omega t) \\ F'_y &= F_x \sin(\Omega t) + F_y \cos(\Omega t) \\ F'_z &= F_z \end{aligned} \quad (1)$$

اگر نیرو بصورت برداری نوشته شود خواهیم داشت:

$$m \left(\frac{d^2 x}{dt^2} \right) = \quad (2)$$

$$\vec{F} - m\vec{\Omega} \times (\vec{\Omega} \times x) - 2m\vec{\Omega} \times \frac{dx}{dt}$$

که در آن:

$$F = -2m\vec{\Omega} \times \frac{dx}{dt} \quad \text{نیروی سانتریفیوژ:}$$

$$F = -m\vec{\Omega} \times (\vec{\Omega} \times x) \quad \text{نیروی کریولیس:}$$

نیروی سانتریفیوژ ایجاد نیروی جاذبه کرده و باعث ایجاد یک گرادیان پتانسیل می‌شود و فشار مؤثر بصورت زیر در می‌آید.

$$P^* = P - \frac{1}{2}\rho(\Omega \times x)^2 - \frac{1}{2}\rho(\Omega \times y)^2 \quad (3)$$

در این مسئله که سرعت زاویه‌ای ثابت است شتاب زاویه‌ای صفر است و عدد رینولدز به صورت زیر تعریف می‌شود:

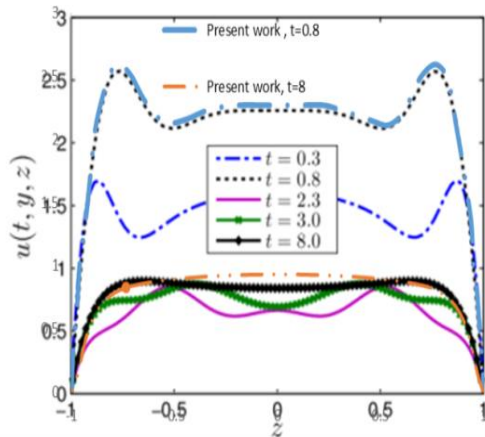
$$Re = \frac{uL}{\nu} \quad (4)$$

که در معادله بالا L طول و u سرعت سیال است. اگر عدد رینولدز بزرگ باشد ترم حرکت سیال نزدیک جداره جایی- که ویسکوزیته زیاد است یک کمیت مهم به نام راسبی که نسبت شتاب جابجایی و شتاب کریولیس است اهمیت پیدا می‌کند.

$$R_0 = \frac{|v \cdot \nabla v|}{|2\Omega \times v|} \approx \frac{v^2/L}{2\Omega v} = \frac{v}{2\Omega L} \quad (5)$$

درجایی که رینولدز کوچکتر از ۱ باشد شتاب کریولیس اهمیتی ندارد و می‌توان از آن صرف نظر کرد. عدد اکمن به- صورت نسبت نیروی ویسکوز به نیروی کریولیس است که- داریم:

اعتبارسنجی برای سرعت سیال در مرکز میکروکانال و در جهت Z در دو زمان ۰/۸ و ۸ ثانیه آورده شده است که نشان دهنده درستی تحلیل با کد تهیه شده می‌باشد.



شکل ۳- مقایسه سرعت سیال در مرکز میکروکانال در جهت Z برای تحلیل حاضر و داده‌های موجود

در این تحقیق، مطالعه عددی با توجه به ثابت بودن ابعاد میکروکانال، تعداد ذرات در دو حالت $n = 1800 \text{ rpm}$ ، $n = 2400 \text{ rpm}$ مطالعه انجام شده است.

در شکل (۴) کانتورهای سرعت سیال (پلازما) در مرکز میکروکانال و در صفحه عمود بر محور افقی در دو سرعت-زاویه‌ای 1800 rpm و 2400 rpm رسم شده است تغییرات سرعت در جهت Z و γ نشان می‌دهند که با توجه به جهت و افزایش مقدار سرعت زاویه‌ای و وجود نیروی الکترو-ویسکوز در جهت X، علاوه بر افزایش سرعت سیال بدلیل وجود ذرات معلق و برخورد سیال با آنها در گوشه‌های محفظه سرعت سیال افزایش بیشتری را شاهد هستیم ولی علت تفاوت سرعت‌ها در گوشه‌ها هم به دلیل جهت دوران و هم جهت جریان می‌تواند باشد. که این افزایش سرعت چرخش باعث افزایش نیروی گریز از مرکز و آشفتگی خون درون میکروکانال خواهد شد و از تغییرات سرعت می‌توان نتیجه گرفت که ذرات معلق خون در سرعت‌های بالا جلوی جریان سیال را می‌گیرد و تجمع آنها در گوشه‌ها بیشتری می‌شود که در شکل‌های بعدی به‌وضوح مشاهده می‌شود.

در شکل (۵) کانتور سرعت V_y برای سرعت‌زاویه‌ای متفاوت و در جهت‌های Y, Z و عمود بر محور کانال مورد مطالعه قرار می‌گیرد. در جهت Y افزایش سرعت‌زاویه‌ای موجب کاهش سرعت سیال در جهت Y می‌گردد شاید علت اصلی آن را

$$\frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (13)$$

معادله مومنوم به صورت زیر است:

$$\frac{\partial U}{\partial t} + (U \cdot \nabla)U + 2(\bar{\Omega} \times U) = -\nabla P + \nabla \cdot (\eta D) + \rho_e E \quad (14)$$

و در نهایت معادله انرژی که تعریفی مطابق معادلات زیر دارد:

$$\rho c_p \frac{DT}{Dt} = \nabla \cdot (K \nabla T) + \mu \phi + s \quad (15)$$

$$S = \frac{E_x^2}{\sigma} \quad (16)$$

$$\sigma = \frac{\sigma_{nf}}{\cosh\left(\frac{ez\Psi}{k_B T_{ave}}\right)} \quad (17)$$

در معادله بالا $\mu \phi$ گرمای تولید شده در اثر ویسکوزیته سیال و S گرمای ژول است در واقع گرمایی است که در اثر جریان الکتریکی در سیال ایجاد می‌شود.

روش رهاسازی نانو ذرات به این صورت است که فرض می‌شود نانو ذرات از ابتدا در تمام طول کانال با توزیع یکنواخت وجود دارند. کسر حجمی به صورت حجم فاز گسسته به-حجم کل طبق معادله زیر تعریف می‌شود:

$$\xi = \frac{\sum_{k=1}^{N_p} N_{p,v}}{V_m} \quad (18)$$

که ویسکوزیته نانو سیال [۱۵، ۱۴] از رابطه برینکمن که در زیر آورده شده است، بدست می‌آید:

$$\frac{\mu_{eff}}{\mu_{bf}} = \frac{1}{(1 + \phi)^{2.5}} \quad (19)$$

و همچنین مقدار جرم مخصوص نانو سیال:

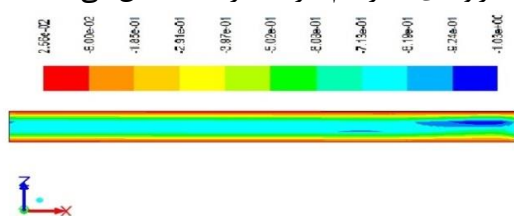
$$\rho_{nf} = (1 - \phi)\rho_{bf} + \phi\rho_{np} \quad (20)$$

۳- بحث و نتیجه‌گیری

۳-۱- اعتبارسنجی داده‌های موجود در مقاله

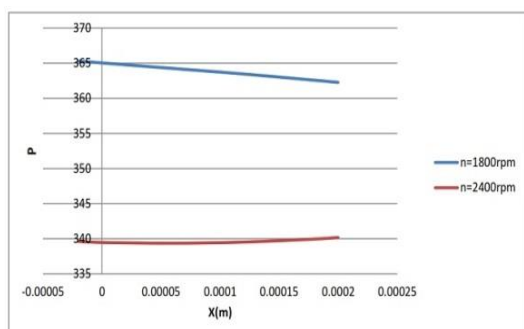
برای اعتبارسنجی از داده‌های موجود در مقاله کاوشیک و همکاران [۱] استفاده شده است. این مقاله مسئله را برای یک میکروکانال که یک سیال درون آن جریان دارد و حول محور خود که در مرکز کانال قرار دارد می‌چرخد و دو سمت میکروکانال تحت جریان الکتریکی قرار دارد. جهت اعتبار-سنجی برنامه تهیه شده ابتدا با داده‌های این مقاله برای سیال معمولی تأیید شده است و پس از آن برای نانو سیال مورد استفاده قرار گرفته است. در شکل شماره (۳) نمودار

مرکز کانال درحالتی که سیال با سرعت دورانی متفاوت می چرخد، آورده شده است. در این کانتورها مشخص است که به علت نیروی الکتروویسکوز و جهت آن سرعت در سمت راست چون در خلاف جهت است، کمتر می باشد و بدلیل سرعت زاویه ای ماکزیمم سرعت در لبه ها اتفاق می افتد.

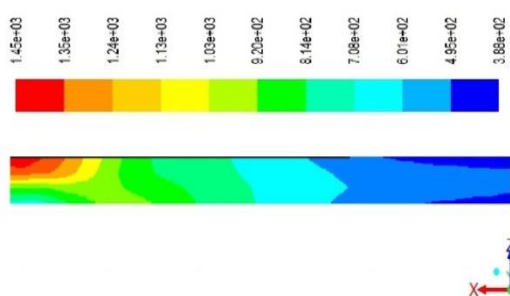


شکل ۶- سرعت V_x در مرکز کانال در جهت x

در شکل (۷) نمودار فشار در امتداد x رسم شده است. مشخص است که فشار در امتداد کانال افزایش می یابد و این تأثیر نیروی الکترومغناطیس را نشان می دهد. ولی سرعت-زاویه ای تأثیر معکوس دارد چون با افزایش آن و برخورد ذرات با یکدیگر و سیال اغتشاش افزایش می یابد و فشار کاهش می یابد کنتور فشار رسم شده در شکل (۸) هم این مطلب را تأیید می کند.



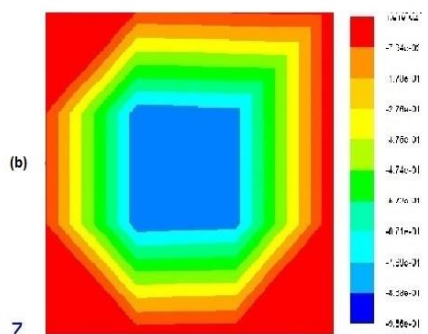
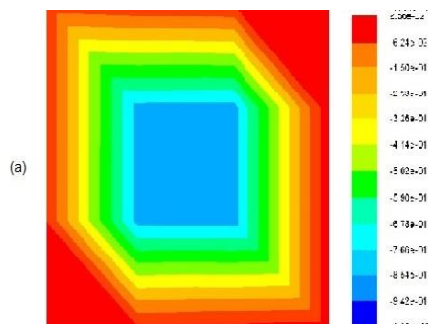
شکل ۷: تغییرات فشار در سرعت های زاویه ای ۱۸۰۰ و ۲۴۰۰ دوربردقیقه در راستای x



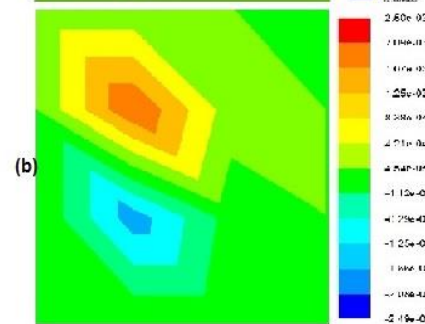
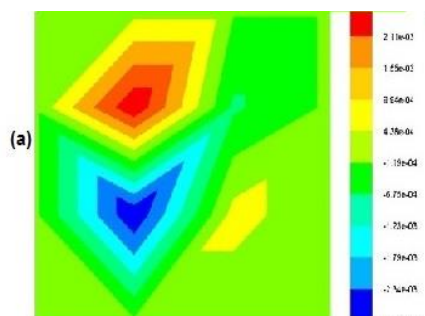
شکل ۸: کنتور فشار در صفحه xz و مرکز کانال

در شکل (۹) تغییرات فشار در رأس Z رسم شده است. بدلیل وجود دوران محفظه حول محور Z بیشترین مقدار فشار را در مرکز دوران و در دو لبه کمترین مقدار فشار را مشاهده می کنیم که تأثیر دوران کاملاً مشهود است و هر

شتاب سانتریفیوژ بتوان گفت که سرعت ذرات را افزایش و موجب برخورد بیشتر آنها با سیال پایه می شود. عدم تقارن پروفیل در راستای Z بدلیل جهت دوران می باشد. این مورد در جهت Z بدلیل دوران حول آن تغییرات چندانی دیده نمی شود.



شکل ۹- سرعت V_x در مرکز کانال در صفحه $y-z$ در دو حالت (a) $n=2400rpm$ و (b) $n=1800rpm$

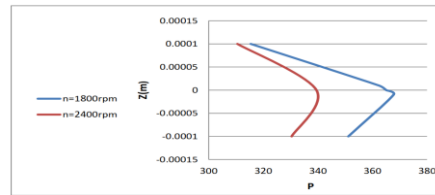


شکل ۱۰- سرعت V_y در مرکز کانال در صفحه $y-z$ در دو حالت (a) $n=1800rpm$ و (b) $n=2400rpm$ در کانتورهای شکل (۶) سرعت V_x سیال در صفحه xz

شکل ۱۱ سرعت سیال در امتداد محور Z کانال را نشان می دهد در این نمودار سرعت سیال در لبه‌های دیواره‌ها برابر با صفر بوده و در مرکز کانال به یک مقدار نسبتاً ثابتی رسیده و دوباره تا دیواره شروع به کاهش کرده و به صفر می‌رسد. با افزایش گام زمانی اغتشاشات کاهش و سرعت سیال افزایش می‌یابد. مقدار افتی که در نزدیکی مرکز وجود دارد بدلیل دوران و نیروی گریزاز مرکز می‌باشد. حال به بررسی سرعت نانوذرات می‌پردازیم. اشکال ۱۲ و ۱۳ خطوط سرعت در راستای X، Y را در سرعت زاویه‌ای ۱۸۰۰ دوربردقیقه نشان می‌دهند. سرعت ذرات در امتداد کانال بدلیل افزایش آشفتگی و نیروی الکترو پویسکوز افزایش می‌یابد. خطوط جریان جهت‌گیری و چرخش ذرات با چرخش میکروکانال را نشان می‌دهد که با جهت سرعت زاویه‌ای همخوانی دارد. در جدول شماره ۴ و ۵ تعداد ذراتی که در داخل محفظه در زمان‌های $t=1$, $t=4$, $t=8$ ثانیه گرفتار شده‌اند، نشان می‌دهد در سرعت زاویه‌ای ۱۸۰۰ دور بر دقیقه در زمان‌های اولیه کلیه ذرات گیر نیفتاده‌اند ولی با افزایش سرعت به ۲۴۰۰ دوربردقیقه مشاهده می‌شود که در همان لحظات اول ذرات جدا می‌گردند.

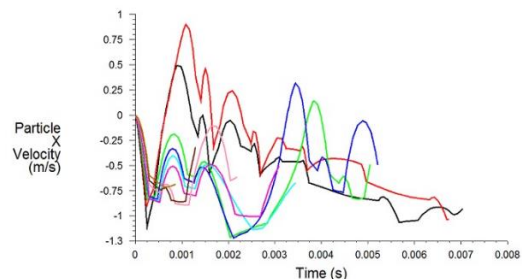
جدول شماره ۶ به بررسی طریقه پخش و قرارگیری گلبول‌های سفید، گلبول‌های قرمز و پلاکتها که بر روی صفحات محفظه محصور شده‌اند می‌پردازیم، مشاهده می‌شود بر روی صفحه سمت راست محور X که عمود بر محور Zها می‌باشد بیشترین تعداد ذرات قرار گرفته است و صفحه عمود بر محور Xها کمترین تعداد را به خود جذب کرده است که نشان تأثیر بیشتر سرعت دورانی نسبت به جریان الکتریکی می‌باشد.

چه مقدار سرعت زاویه‌ای افزایش یابد کاهش بیشتری مشاهده می‌شود.

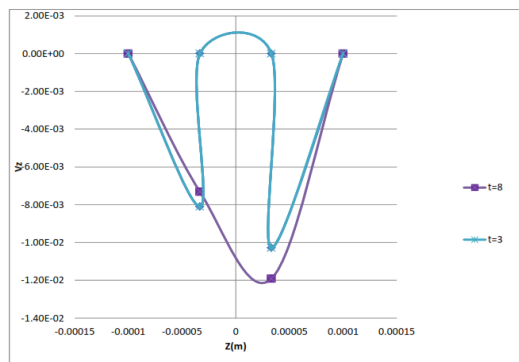


شکل ۹- نمودار فشار برای سرعت‌های زاویه‌ای ۱۸۰۰ و ۲۴۰۰ دوربردقیقه در جهت Z

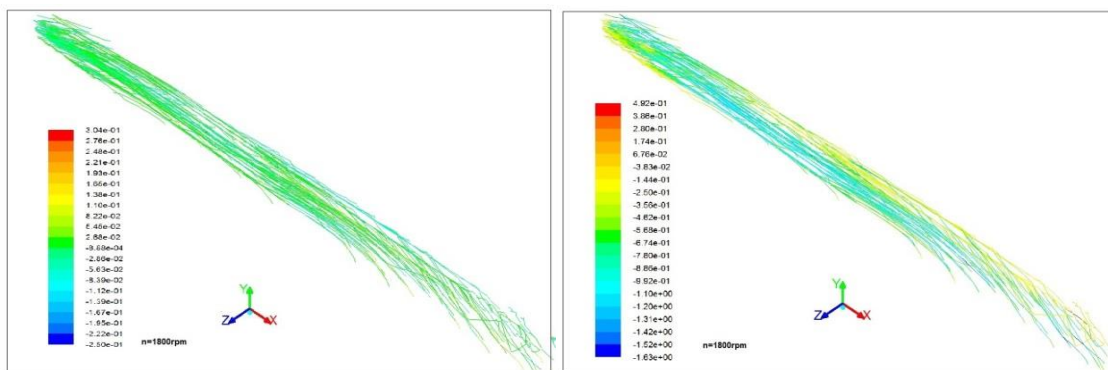
در شکل (۱۰) سرعت تعدادی از گلبول‌های سفید در سرعت زاویه‌ای ۱۸۰۰ دور بر دقیقه در زمان‌های مختلف رسم شده است. مشاهده می‌گردد که سرعت گلبول‌های سفید بدلیل اغتشاشی که وجود دارد نوسانات زیادی دارد و در زمان‌های بالاتر در مقدار متوسط سرعت کاهش کمی دیده می‌شود. علت آن می‌تواند برخورد ذرات با یکدیگر باشد. در ضمن مشاهده می‌شود که تمامی گلبول‌های سفید تغییرات یکسانی را طی می‌کنند. همین رفتار برای گلبول‌های قرمز و پلاکتها هم قابل‌پیش‌بینی است. برای وضوح تصویر و نمایش بهتر تغییرات سرعت، تعدادی از گلبول‌های سفید بصورت تصادفی انتخاب و نمودار تغییرات سرعت آنها رسم شده است.



شکل ۱۰- سرعت vx تعدادی از گلبول‌های سفید در زمان‌های مختلف در $n=1800\text{rpm}$



شکل ۱۱- سرعت Vz در مرکز کانال در گام‌های زمانی مختلف در جهت Z



شکل ۱۲- خطوط سرعت ذرات vx برای سرعت ۱۸۰۰ rpm شکل ۱۳- خطوط سرعت ذرات vy برای سرعت ۱۸۰۰ rpm

جدول ۴- تعداد ذرات به دام افتاده در n=1800 rpm در زمان های مختلف

نام ذره	t=1 se			t=4se			t=8se		
	تعداد کل ذرات	تعداد ذرات فرار کرده	تعداد ذرات گیر افتاده	درصد	تعداد ذرات فرار کرده	تعداد ذرات گیر افتاده	درصد	تعداد ذرات فرار کرده	تعداد ذرات گیر افتاده
گلبول سفید	12	0	12	100	12	0	100	12	0
گلبول قرمز	325	61	264	81/2	61	264	81/2	63	262
پلاکت	5000	270	4730	96/4	376	4624	92/5	299	4701
تعداد کل	5337	331	4900	93/8	437	4900	93/8	362	4975

جدول ۵- تعداد ذرات به دام افتاده در n= 2400 rpm در زمان های مختلف

نام ذره	t=1 se			t=4se			t=8se		
	تعداد کل ذرات	تعداد ذرات فرار کرده	تعداد ذرات گیر افتاده	درصد	تعداد ذرات فرار کرده	تعداد ذرات گیر افتاده	درصد	تعداد ذرات فرار کرده	تعداد ذرات گیر افتاده
گلبول سفید	12	0	12	100	0	12	100	0	12
گلبول قرمز	325	0	325	100	0	325	100	0	325
پلاکت	5000	0	5000	100	0	5000	100	0	5000
تعداد کل	5337	0	5337	100	0	5337	100	0	5337

جدول ۶- تعداد ذرات به دام افتاده در n= ۲۴۰۰ rpm در صفحات مختلف در t=8 se

دیواره ها	گلبول سفید		گلبول قرمز		پلاکت	
	تعداد ذرات گیر افتاده	درصد	تعداد ذرات گیر افتاده	درصد	تعداد ذرات گیر افتاده	درصد
Input	0	0	0	0	0	0
Output	8	66/6	41	12/6	173	3/5
Wall-right	2	16/6	160	49/2	3068	61/36
Wall-left	2	16/6	124	38/2	1757	35/1
Wall-top	0	0	0	0	1	0/2
Wall-bottom	0	0	0	0	1	0/2

۴- نتیجه گیری

در این تحقیق سعی شد که به مطالعه سرعت و موقعیت نانوذرات معلق گلبول‌های قرمز، گلبول‌های سفید و پلاکت‌ها در داخل خون که تحت تأثیر جریان الکتریکی دوگانه و دوران قرار دارند، پرداخته شود. با حل معادلات خون بصورت اولری و معادلات نانوذرات به روش لاگرانژی نتایج بدست آمده حاکی از آن است که، افزایش سرعت زاویه‌ای باعث افزایش نیروی گریز از مرکز و آشفتگی خون درون میکروکانال خواهد شد و ذرات معلق خون در سرعت‌های بالا جریان سیال را افزایش می‌دهد و تجمع آنها در گوشه‌ها کمتر می‌شود. همچنین موجب کاهش سرعت سیال در جهت λ می‌گردد که علت اصلی آن را همان شتاب سانتی-یفیوژ می‌توان گفت که سرعت ذرات را افزایش و موجب برخورد بیشتر آنها با سیال پایه می‌شود.

سرعت گلبول‌های سفید در زمان‌های مختلف بدلیل اغتشاشی که وجود دارد نوسانات زیادی دارد و در زمان‌های بالاتر در مقدار متوسط سرعت کاهش کمی دیده می‌شود. علت آن را می‌توان برخورد ذرات با یکدیگر دانست. پروفیل سرعت تمامی گلبول‌های سفید یکسان است.

ماکزیمم سرعت خون و اجزای آن در دوطرف کانال اتفاق می‌افتد، که تأثیر نیروی گریز از مرکز کاملاً مشخص است. فشار تحت تأثیر نیروی الکترومغناطیس در امتداد کانال افزایش می‌یابد. با افزایش سرعت زاویه‌ای و برخورد بیشتر ذرات با یکدیگر و سیال، اغتشاش افزایش و فشار کاهش می‌یابد. فشار در راستای λ که محفظه حول آن دوران می‌کند بیشترین مقدار را در مرکز و در دو لبه کمترین مقدار خود را دارد که تأثیر دوران کاملاً مشهود است و هر چه مقدار سرعت زاویه‌ای افزایش یابد کاهش بیشتری مشاهده می‌شود.

سرعت زاویه‌ای بر جذب بیشتر نانو ذرات و زمان لازم برای انجام اینکار بسیار مؤثر است بیشترین تعداد گلبول‌های سفید، گلبول‌های قرمز و پلاکت‌ها که بر روی صفحات محفظه اصطلاحاً محصور شده‌اند بر روی صفحه سمت راست محور x ها که عمود بر محور z ها می‌باشد دیده می‌شود. صفحه عمود بر محور x ها کمترین تعداد را به خود جذب کرده است. که نشان تأثیر بیشتر سرعت دورانی نسبت به جریان الکتریکی می‌باشد.

μ : ویسکوزیته	ε : ثابت دی الکتریک متوسط	ε_f : ثابت دی الکتریک سیال
۱- μ_{EV} : ویسکوزیته نانوسیال در اثر جریان edl	ε_0 : ثابت دی الکتریک فضای آزاد	k_B : ثابت بولتزمن
Ω : سرعت زاویه‌ای	$k^{-1} = \sqrt{\frac{\varepsilon\varepsilon_0 k_B T}{2nz^2 l}}$: ضخامت دبای هوکل	$\frac{1}{k}$: پارامتر دبای-ها کل
۲- I : قدرت یونی	ρ : دانسیته شارژ سیستم	V_m : حجم مخلوط
۳- P : ضریب ویسکوزیته اولیه سیال	E_x : پتانسیل الکتریکی در راستای x	N_{pV} : تعداد ذرات
۴- σ : مقاومت الکتریکی نانو سیال بدون حضور edl	ρ_{nf} : جرم مخصوص نانو سیال	ρ_{bf} : جرم مخصوص سیال
۵- ρ_{np} : جرم مخصوص نانو ذرات	ψ : تابع پتانسیل	t : زمان
۶- U : بردار سرعت سیال	μ_{nf} : ویسکوزیته نانو سیال	μ_{nf} : ویسکوزیته نانو ذرات
۷- S : گرمای ژول	F : نیروی لورنز	

۵- مراجع

- [1] P. Kaushik, P. Abhimanyu, P.K. Mondal and S. Chakraborty, "Confinement effects on the rotational microflows of a viscoelastic fluid under electrical double layer phenomenon", Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics, No. 244, pp. 123-137, 2017.
- [2] P. Worth Longest, C. Kleistruer and J.R. Buchanam, "Efficient computation of micro-particle dynamics including wall effects", Computers and Fluids, Vol. 32, pp. 577-601, 2004.

- [3] N. Friedman and B. Yellen, "Magnetic separation, manipulation and assembly of solid phase in fluids", *Current Opinion in Colloid & Interface*, Vol. 14, pp. 158-166, 2005
- [4] C. T. Nguyen, F. Desgranges, N. Galanis, G. Roy, T. Maré, S. Boucher and H.A. Mintsa, "Viscosity data for Al₂O₃-water nanofluid—hysteresis: is heat transfer enhancement using nanofluids reliable?", *International Journal of Thermal Sciences*, Vol. 47, No. 2, pp. 103-111, 2008.
- [5] J. Y. Jung and J. Y. Yoo, "Thermal conductivity enhancement of nanofluids in conjunction with electrical double layer (EDL)", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 52, No. 1-2, pp. 525-528, 2009.
- [6] G. H. Tang, P. X. Ye and W. Q. Tao, "Electroviscous effect on non-Newtonian fluid flow in microchannels", *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*, Vol. 165, No. 7-8, pp. 435-440, 2010.
- [7] Y. Huang, J. Chen, T. Wong and J. L. Liow, "Experimental and theoretical investigations of non-Newtonian electro-osmotic driven flow in rectangular microchannels", *Soft matter*, Vol. 12, No. 29, pp. 6206-6213, 2010.
- [8] P. Ternik and R. Rudolf, "Laminar natural convection of non-Newtonian nanofluids in a square enclosure with differentially heated side walls", *International Journal of Simulation Modelling*, Vol. 1, No. 1, pp. 5-16, 2013.
- [9] M. Tajik Jamal-Aba, M. Dehghan, S. Saedodin, M. Sadegh Valipour and A. Zamzamian, "An experimental investigation of rheological characteristics of non-Newtonian nanofluids", *Journal of Heat and Mass Transfer Research (JHMTR)*, Vol. 1, No. 1, pp. 17-23, 2014.
- [10] A. Khodayari Bavila and J. Kim, "A capillary flow-driven microfluidic system for microparticle-labeled immunoassays" *Analyst*, 143 (14), pp. 3335-3342, 2018.
- [11] A. Hassanzadeh, N. Pourmahmoud and A. Dadvand, "Numerical simulation of red blood cell motion and deformation using improved lattice Boltzmann-immersed boundary method", *Iranian J. Sci. Tech. Transactions of Mech. Eng.*, Vol. 43, pp. 57-73, 2019.
- [12] H. Guyton, "Medical Physiology", Pennsylvania, Elsevier Inc, 2006.
- [13] M. R. Bown and C. D. Meinhart, "AC electroosmotic flow in a DNA concentrator", *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol. 2, No. 6, pp. 513-523, 2006
- [۱۴] داود طغرابی سمیرمی و شیرین میرفروغی، "بررسی انتقال حرارت آشفته نانوسیال با خواص متغیر داخل حفره مستطیلی کم عمق با درپوش متحرک"، مدل سازی در مهندسی، دوره ۱۶، شماره ۵۵، زمستان ۱۳۹۷، صفحه ۳۳۷-۳۵۰.
- [۱۵] رضا بیگزاده، "مدل سازی رسانندگی حرارتی نانوسیال های با بهینه سازی چند هدفه توسط الگوریتم ژنتیک برای افزایش انتقال حرارت در میکرو مبدل های حرارتی"، مدل سازی در مهندسی، ۱۳۹۸.