

((یادداشت مهندسی))**تغییر شکل هندسی گلبول‌های قرمز در حضور میدان مغناطیسی**عاطفه علی‌زاده^۲گروه فیزیک
دانشگاه خلیج فارسعرفان کدیور^۱دانشکده فیزیک
دانشگاه صنعتی شیراز

(تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۰۲/۰۶؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۰۸/۲۸)

چکیده

در این مقاله تاثیر میدان مغناطیسی بر شکل هندسی گلبول‌های قرمز خون به روش عددی و تحلیلی مورد مطالعه قرار گرفته است. گلبول‌های قرمز به صورت قطراتی تغییر شکل پذیر (ذرات نرم) که در پلاسمای خون در حال شارش هستند، در نظر گرفته شده‌اند. با استفاده از روش المان مرزی، معادلات شارش گلبول قرمز در کانال میکروسیال تخت، با به کارگیری مولفه عمودی تنش به عنوان شرایط مرزی در سطح ذرات به روش عددی حل شده‌اند. نتایج عددی نشان می‌دهد که گلبول قرمز در جهت میدان مغناطیسی کشیده می‌شود و شکل نهایی آن نتیجه‌ای از تعادل بین انرژی سطحی و انرژی مغناطیسی در سطح گلبول قرمز است.

واژه‌های کلیدی: گلبول‌های قرمز، مایکروسیالات، روش المان مرزی**Geometric Deformation of Red Cells in the Presence of a Magnetic Field****E. Kadivar**Department of Physics
Shiraz University of
Technology, Shiraz**A. Alizadeh**Department of Physics,
Persian Gulf University,
Bushehr

(Received: 26/April/2017; Accepted: 19/November/2017)

ABSTRACT

In this study, we numerically and theoretically investigated the effect of magnetic field on shape of red cells. The two phase model was used for the dynamics of red cells. We considered red cells as deformable drops flowing through a flat microfluidic channel. We employed boundary element method (BEM) to numerically solve the two-dimensional Darcy equation by applying magnetic normal stress as a boundary condition at the interface of red cells and blood plasma. Our numerical and theoretical results indicate that red cells elongate in direction of magnetic fields. The final stable shape is a result of the balance between the surface energy and the magnetic energy of the drop. Our numerical and theoretical results are in good agreements with the experimental results.

Keywords: Red Cells, Microfluidic, Boundary Element Method Words

۱- استادیار (نویسنده پاسخگو): erfan.kadivar@sutech.ac.ir

۲- کارشناس ارشد: a.alizade.phy90@gmail.com

۱- مقدمه

مایعات مغناطیسی به شمار می‌روند و براساس این‌که اکسیژن‌دار باشند یا نباشند به ترتیب دیامغناطیس و پارامغناطیس در نظر گرفته می‌شوند. بنابراین، گلبول‌های قرمز در حضور میدان مغناطیسی، به واسطه دارا بودن پذیرفتاری مغناطیسی، رفتاری کاملاً متفاوت نسبت به سیال‌های غیرمغناطیسی دارند.

هدف از این مطالعه، ارائه مدلی برای ایجاد تغییر شکل گلبول قرمز و کنترل شکل آن از بیرون بدن بیمار می‌باشد. روش‌های متعددی برای ایجاد تغییر شکل هندسی در گلبول قرمز وجود دارد. اکثر روش‌ها بر پایه تغییر شکل هندسی کانال رگ بنا شده‌اند. در این مطالعه تغییر شکل موضعی گلبول قرمز به وسیله میدان مغناطیسی خارجی مورد بررسی قرار می‌گیرد. عوامل موثر در تغییر شکل هندسی یک گلبول قرمز از نظر کمی مورد مطالعه قرار می‌گیرد. در این مطالعه، وابستگی شکل هندسی و تغییر شکل گلبول قرمز، به توابع کنترل آزمایشگاهی مانند شدت میدان مغناطیسی، ویسکوزیته و اندازه گلبول‌های قرمز را بررسی خواهیم کرد. شناخت نحوه وابستگی تغییر شکل گلبول قرمز به متغیرهای فیزیکی مسئله، کمک شایانی به ارتقا کیفیت اکسیژن‌رسانی در خون و درمان بیماری‌هایی مرتبط با سلول‌های قرمز همانند کم‌خونی داسی شکل، خواهد داشت. در این مقاله، با استفاده از روش المان مرزی معادله داری را در یک کانال مایکروتخت حل می‌کنیم. میدان مغناطیسی را به صورت یک شرط مرزی در تانسور تنش مغناطیسی در سطح مشترک دو فاز سیال پلاسمای خون و گلبول قرمز اعمال خواهیم کرد.

۲- مدل فیزیکی

در این مقاله، تاثیر میدان مغناطیسی یکنواخت خارجی بر گلبول‌های قرمز بدون اکسیژن که دارای پذیرفتاری مغناطیسی مثبت هستند، در کانال‌های مستقیم تخت مورد مطالعه قرار می‌گیرید. گلبول‌های قرمز را به صورت قطراتی دیسک‌شکل دوبعدی به شعاع R ، لزجی η_r تراوایی مغناطیسی μ_r و پذیرفتاری مغناطیسی χ_r که بین دیواره‌های بالا و پایین میکروکانال محصور شده‌اند در نظر می‌گیریم. این قطرات درون پلاسمای خون (سیال زمینه) با لزجی η_b و تراوایی مغناطیسی μ_b در حال شارش هستند. تنش سطح بین

امروزه از فنآوری میکروسیالات به طور گسترده در آنالیز و بررسی خواص پلاسمای خون، جداسازی گلبول‌های قرمز و سفید از پلاسمای خون استفاده می‌شود [۶-۱]. خون به عنوان یک سیال لزج که لزجی آن وابستگی شدیدی به سرعت، گرادیان سرعت و شکل گلبول‌های قرمز و سفید دارد، شناخته می‌شود. در حالی که لزجی خون انسان در سرعت‌های شارش نزدیک صفر، عددی در بازه ۱۰۰ تا ۱۰۰۰ برابر لزجی آب دارد، در سرعت‌های بالا این مقدار فقط حدود ۲ تا ۱۰ برابر لزجی آب است [۷]. اگر گلبول‌های قرمز و سفیدخون ذراتی صلب بودند، در هماتوکریتهای بالا، خون از حالت سیال بودن خود خارج می‌شد. نتایج تحقیقات اخیر نشان می‌دهد که لزجی خون تابعی از شکل هندسی گلبول‌های قرمز است. به عبارت دیگر هر چه گلبول‌های قرمز صلب‌تر (تغییر شکل ناپذیرتر) باشند، لزجی خون نیز افزایش می‌یابد [۹-۸].

شکل هندسی و کسر حجمی گلبول‌های قرمز فاکتور مهمی در بیوفیزیک و پزشکی به شمار می‌روند. به طوری که، علت بسیاری از بیماری‌های خونی و سکتة قلبی ناشی از این دو فاکتور می‌باشد. به عنوان مثال، نتایج تحقیقات گوناگون نشان می‌دهد که پاسخ دارویی در بیماران مبتلا به کم‌خونی داسی شکل^۱ [۱۰]، احتمال حمله قلبی، انسداد عروق [۱۱] و همچنین میزان انتقال اکسیژن خون [۱۲] تابع قوی از شکل هندسی گلبول‌های قرمز می‌باشند. بنابراین، شناسایی عوامل موثر بر تغییر شکل گلبول‌های قرمز کمک شایانی به پیشگیری و درمان برخی بیماری‌های خونی خواهد کرد. به عنوان نمونه، اخیراً محققان از گلبول‌های قرمز تغییر شکل یافته برای حمله به سلول‌های سرطانی استفاده نموده‌اند [۱۳].

قطرات شناور در یک سیال در اثر عواملی همانند نیروی ناشی از فشار پلازما (سیال زمینه) [۱۷-۱۴]، مواد فعال سطحی^۲ [۱۸] و شکل هندسی کانال [۱۹] تغییر شکل پیدا می‌کنند. میزان این تغییر شکل با پارامتر تنش سطح رابطه معکوس دارد. به طوری که، هر چه تنش سطح کوچک‌تر باشد، تغییر شکل گلبول قرمز به واسطه فشار و شارش سیال زمینه بیشتر خواهد شد. از طرف دیگر گلبول‌های قرمز در رده

1- Sickle-cell Disease

2- Surfactant

$$p_b - p_r = \gamma k. \quad (۴)$$

در حضور میدان مغناطیسی و در حد تعادل ترمودینامیکی، تانسور تنش هیدرودینامیک رابطه ذیل را ارضا می‌کند [۲۰]:

$$\mathbf{T} = (-p - \frac{1}{2}\mu H^2)\mathbf{I} + \vec{H}\vec{B} \quad (۵)$$

که، \mathbf{I} تانسور یکه می‌باشد.

با استفاده از معادلات ماکسول، شرایط مرزی عمودی و افقی بر روی میدان‌های \vec{H} و \vec{B} از روابط پیوستگی زیر به دست می‌آید:

$$\begin{aligned} B_{bn} &= B_{rn}, \\ H_{bt} &= H_{rt}, \end{aligned} \quad (۶)$$

که، در رابطه فوق، اندیس‌های r و b به ترتیب مربوط به فازهای گلبول قرمز و پلاسما خون است. اندیس‌های n و t به ترتیب مربوط به مولفه‌های مماسی و عمودی میدان مغناطیسی در مرز دو سیال می‌باشند. بنابراین، پیوستگی مولفه عمودی تانسور تنش در فصل مشترک دو سیال ($T_{rn} = T_{bn}$) منجر به رابطه زیر می‌گردد:

$$p_b - p_r = \gamma k + \frac{\mu_b}{2} \left(\frac{\mu_r}{\mu_b} - 1 \right) \left[\frac{\mu_b}{\mu_r} H_{b,n}^2 + H_{b,t}^2 \right]. \quad (۷)$$

مطابق با معادله فوق، اختلاف فشار داخل و خارج گلبول قرمز در مرز مشترک دو سیال، به تنش سطحی γ و مولفه عمودی تنش مغناطیسی، از طریق جمله اول و دوم سمت راست معادله (۷) ارتباط پیدا می‌کند. این اختلاف فشار مبنای تغییر شکل گلبول قرمز است.

با جایگذاری رابطه (۱) در شرط تراکم ناپذیری، $\mathbf{v} \cdot \mathbf{u} = 0$ ، فشار در گلبول قرمز و پلاسما خون معادله لاپلاس زیر را ارضا می‌کنند:

$$\nabla^2 p_i = 0 \quad i \in \{r, b\} \quad (۸)$$

با حل معادله (۸) و اعمال شرایط مرزی (۲)، (۳) و (۵)، فشار در گلبول قرمز و پلاسما محاسبه می‌شود. با جای‌گذاری فشار محاسبه شده از حل معادله (۸)، در معادله (۱)، میدان سرعت در تمامی نقاط روی مرز، داخل گلبول قرمز و پلاسما خون محاسبه می‌شود.

۳- روش عددی

هدف این مقاله، بررسی تحول زمانی شکل ظاهری گلبول قرمز در حضور میدان مغناطیسی می‌باشد. بنابراین، باید اطلاعات

گلبول قرمز و پلاسما خون، γ ، کمیتی مستقل از میدان مغناطیسی در نظر گرفته می‌شود.

میدان مغناطیسی یکنواختی موازی با جهت شارش خون ماکسول در حضور میدان مغناطیسی باعث تغییر شکل گلبول قرمز شارش در پلاسما خون می‌گردد. تغییر شکل هندسی گلبول قرمز، با استفاده از معادلات مگنوهیدرودینامیک بررسی می‌کنیم. در حد کانال‌های تخت، جایی که ارتفاع کانال خیلی کوچکتر از پهنای کانال است، رابطه سرعت-فشار در دو سیال گلبول‌های قرمز و پلاسما خون از معادله داری دو بعدی به صورت زیر پیروی می‌کند:

$$\vec{u}_i = -\alpha_i \vec{\nabla} p_i \quad i \in \{r, b\}, \quad (۱)$$

که، $\alpha_i = \frac{d^2}{12\eta_i}$ ، $\vec{\nabla}$ ارتفاع کانال، d عملگر گرادیان و p فشار سیال است.

شرط مرزی جنبشی برای سیال‌های تراکم‌ناپذیر به گونه‌ای است که مولفه عمودی سرعت بر روی مرزهای دوسیال باید پیوسته باشد. این شرط منجر به معادله زیر می‌شود:

$$\vec{u}_b \cdot \hat{n} = \alpha \hat{u}_r \cdot \hat{n}, \quad (۲)$$

که، $\alpha = \alpha_r / \alpha_b$ نسبت تحرک پذیری گلبول قرمز به پلاسما خون می‌باشد. \hat{n} برداری یکه است که از مرز گلبول قرمز به داخل پلاسما خون جهت گیری شده است.

علاوه بر شرط مرزی (۲)، شرط نفوذناپذیری سیال ایجاب می‌کند که مولفه عمودی سرعت بر روی سطوح کانال نیز برابر با صفر شود. ضمناً در دو انتهای باز کانال یعنی در ورودی و خروجی مایکروکانال، شرط مرزی به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\alpha_b \hat{n} \cdot \vec{\nabla} p_b = \vec{u}_0, \quad (۳)$$

که، \vec{u}_0 سرعت سیال زمینه در مرزهای باز کانال می‌باشد.

در غیاب میدان مغناطیسی و در حد عدد موئی کوچک، در مرز گلبول قرمز و پلاسما خون، انحناى موضعی مرز مشترک دو سیال، k ، با کشش سطحی مرز مشترک، γ ، از رابطه مشهور یانگ به صورت زیر پیروی می‌کند:

مقصود از چند جمله‌ای درجه سوم^۱ برای المان بندی مرز مشترک دو محیط استفاده می‌کنیم. ویژگی استفاده از چند جمله‌ای درجه سوم این است که در نقاط ابتدایی و انتهایی المان، انحنا و شیب پیوسته می‌باشند. پس از محاسبه فشار و سرعت روی هر گره از مرز، موقعیت جدید نقاط را به دست می‌آوریم. بنابراین، مجدداً لازم است که مرز دو محیط المان بندی گردد و این عملیات به طور پی‌درپی انجام می‌پذیرد [۲۱].

برای بررسی عدم وابستگی نتایج به تعداد مش‌های به کار رفته، برای تعداد مش‌های مختلف، مساحت گلبول قرمز را هنگامی که در حضور میدان مغناطیسی در داخل کانال شارش می‌کند، برحسب زمان به دست آورده‌ایم. مطابق با معادله تراکم‌ناپذیری سیال، مساحت قطره باید در مدت زمان شارش در کانال، ثابت باقی بماند. نتایج عددی نشان می‌دهد که با انتخاب ۱۸۰ المان برای مش بندی فصل مشترک دو سیال و تعداد ۳۲۰ عدد مش برای مرزهای ثابت، نتایج مستقل از تعداد مش می‌باشد و هر افزایشی بالای این اعداد، تغییر معناداری در نتایج ایجاد نمی‌کند.

۴- نتایج

هنگامی که میدان مغناطیسی یکنواخت به گلبول قرمز اعمال می‌شود، گلبول در جهت میدان مغناطیسی کشیده می‌شود و از ساختار دیسک شکل به بیضی گون با محورهای کوچک $2a$ و بزرگ $2b$ که به ترتیب محورهای عمود و موازی با جهت میدان مغناطیسی نام گذاری می‌شوند، تغییر شکل می‌یابد. تغییر شکل قطره را در هر لحظه با کمیت $D = \frac{1-\delta}{1+\delta}$ که، $\delta = \frac{a}{b} \leq 1$ می‌باشد، تعریف می‌کنند.

شکل ۱ تصاویر متوالی از تغییر شکل یک گلبول قرمز در حضور میدان مغناطیسی یکنواخت تا رسیدن به حالت پایدار را نشان می‌دهد. بیشینه تغییر شکل گلبول قرمز را با D_{max} نام گذاری می‌کنیم که این کمیت تابع قوی از پارامترهای کنترل آزمایشگاهی از جمله: نسبت پذیرفتاری مغناطیسی، اندازه گلبول قرمز و شدت میدان مغناطیسی خارجی، می‌باشد. بنابراین، لازم است که نقش هر یک از این پارامترها بر روی ماکزیم تغییر شکل گلبول قرمز، به طور جداگانه مورد بررسی قرار گیرد.

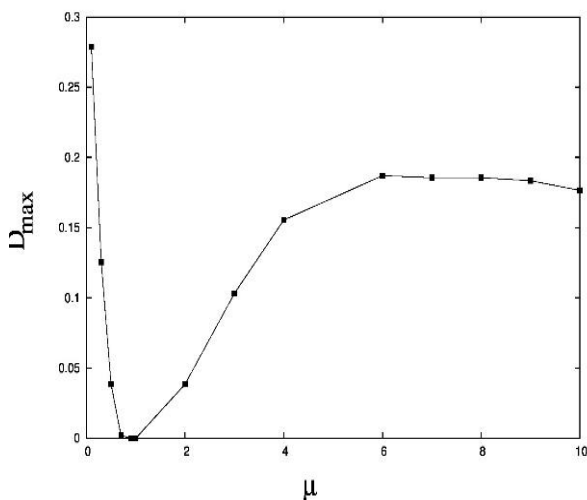
فیزیکی فصل مشترک گلبول قرمز و پلاسما ی خون در هر لحظه مشخص شود. در این راستا، لازم است که سرعت موضعی و فشار در مرز دو محیط محاسبه گردد. روش‌های عددی متعددی برای حل معادله لاپلاس (۸) وجود دارد. روش‌های عددی اصولاً مبتنی بر المان بندی فضای فیزیکی مسئله است. سرعت محاسبات کامپیوتری بستگی شدیدی به نوع و تعداد المان بندی فضا دارد. روش المان مرزی یکی از سریع‌ترین روش‌ها برای حل اینگونه معادلات می‌باشد. مزیت این روش این است که با استفاده از قضیه واگرایی انتگرال حجم سه بعدی به انتگرال سطح دوبعدی و یا انتگرال سطح دوبعدی به انتگرال مسیر یک بعدی تبدیل می‌گردد. بنابراین، یک بعد از ابعاد فضای فیزیکی مسئله کاهش پیدا می‌کند. بنابراین، برای حل یک مسئله دوبعدی، تنها لازم است که مسیر مرز مشترک دو سیال المان بندی گردد و معادله انتگرالی خود سازگار بر روی مرز دو سیال حل گردد. با استفاده از فرمول بندی روش انتگرال مرزی [۲۱-۲۲]، میدان فشار فاز پلاسما ی خون از معادله انتگرالی ذیل پیروی می‌کند:

$$p_b(r_0) = \int_{\Gamma_{bw}} \{p_b n \cdot \nabla G(r, r_0) - G(r, r_0) n \cdot \nabla p_b\} dl - \int_{\Gamma_w} \{\alpha K_m n \cdot \nabla G(r, r_0) - (1 - \alpha) G(r, r_0) p_b\} dl, \quad (9)$$

که، r_0 یک نقطه روی مرز گلبول قرمز و پلاسما می‌باشد. تابع گرین به صورت $G(r, r_0) = -\frac{1}{2\pi} \ln|r - r_0|$ و پارامتر $K_m = \gamma k + \frac{\mu_b}{2} (1 - \frac{\mu_r}{\mu_b}) [\frac{\mu_b}{\mu_r} H_n^2 + H_t^2]$ تعریف می‌شود.

برای حل معادله انتگرالی فوق، ابتدا کلیه کمیت‌های فیزیکی مسئله را بدون بعد می‌سازیم. برای این مقصود، کلیه طول‌ها را با پهنای کانال W ، زمان را با $\frac{W^2}{\gamma \alpha_b}$ و کمیت فشار را با $\frac{\gamma}{W}$ بدون بعد می‌کنیم. تغییر شکل پذیری قطرات ناشی سهم‌های تنش مغناطیسی $\mu_b H^2$ و فشار موئینگی γk می‌باشد. بنابراین، کسر $\frac{\gamma k}{\mu_b H^2}$ میزان تغییر شکل پذیری گلبول قرمز را توصیف می‌کند. بدیهی است که هرچه این کسر کوچکتر از یک باشد، تغییر شکل گلبول قرمز بیشتر خواهد شد. بنابراین، عدد موئینگی مغناطیسی $Ca_m = \frac{H^2 \mu_b}{\gamma k}$ به عنوان کمیتی بدون بعد برای نمایش نتایج عددی استفاده می‌شود. برای حل عددی انتگرال (۹)، ما مرز گلبول قرمز - پلاسما را به مجموعه‌ای از المان‌های مرزی تقسیم بندی می‌کنیم. برای این

شکل ۳ کشیدگی یک گلبول قرمز برحسب نسبت پذیرفتاری مغناطیسی $\mu = \frac{\mu_r}{\mu_b}$ را نشان می‌دهد. همان‌طور که، در شکل ۳ مشاهده می‌شود، در حد μ های کوچکتر از یک، تغییر شکل گلبول قرمز با کاهش μ افزایش می‌یابد. علت این امر از رابطه (۶) قابل درک است. زیرا با کاهش μ سهم جمله اول داخل کروشه (۶) افزایش می‌یابد و این افزایش در نقاط راسی بیضی که میدان مغناطیسی بر این نقاط عمود است، باعث افزایش مقدار کمیت b می‌شود. در حالی که، برای مقادیر $1 < \mu$ سهم جمله اول رابطه (۶) به سمت صفر میل پیدا می‌کند و اختلاف فشار در نقاط راسی بیضی متناسب با توان دوم مولفه مماسی میدان مغناطیسی می‌شود. با توجه به جهت میدان مغناطیسی اعمال شده، مولفه مماسی میدان در رئوس بیضی کوچک است.

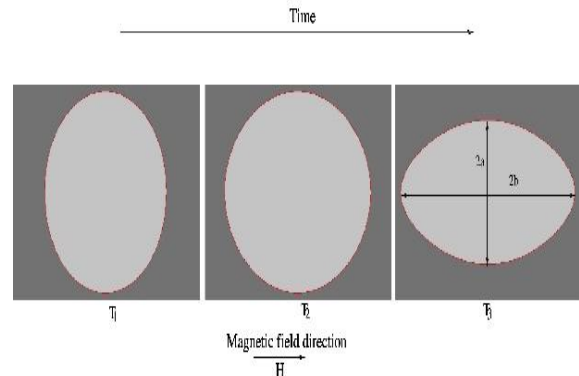


شکل (۳): بیشینه تغییر شکل گلبول قرمز برحسب نسبت

تراوایی مغناطیسی گلبول قرمز به پلاسمای خون. پارامترهای

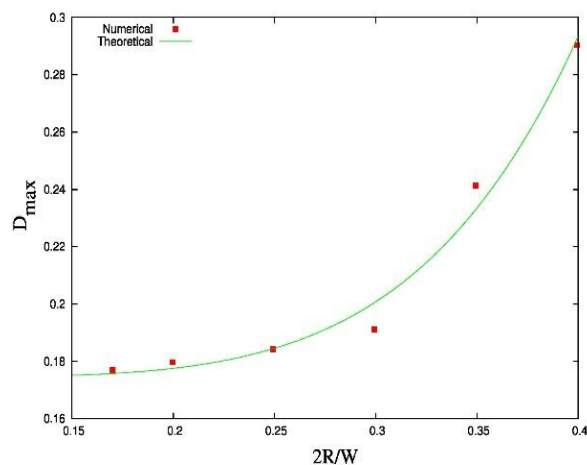
$$\text{عددی: } Ca_m = 0.81 \text{ و } \frac{2R}{W} = 0.25$$

آخرین پارامتری که در تغییر شکل یک گلبول قرمز در حضور میدان مغناطیسی نقش ایفا می‌کند، وابستگی تغییر شکل گلبول‌های قرمز به شدت میدان مغناطیسی است. در این راستا از کمیت بدون بعد عدد موئینگی مغناطیسی Ca_m برای توصیف شدت میدان مغناطیسی استفاده می‌کنیم. شکل ۴ تغییر شکل گلبول قرمز برحسب عدد بدون بعد موئینگی مغناطیسی (متناسب با توان دوم میدان مغناطیسی) را نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل ۴ نشان داده شده



شکل (۱): تصاویر متوالی از تغییر شکل یک گلبول قرمز در یک میدان مغناطیسی یکنواخت در سه زمان متفاوت: $T_1 = 0$ ، $T_2 = 1.74$ و $T_3 = 2.69$. پارامترهای عددی شکل $Ca_m = 0.81$ و $\mu = 3$.

شکل ۲ تاثیر اندازه گلبول قرمز را بر تغییر شکل آن، در یک میدان مغناطیسی داده شده را نشان می‌دهد. نتایج عددی نشان می‌دهد که با افزایش اندازه ذرات، تغییر شکل گلبول قرمز افزایش می‌یابد. علت فیزیکی این پدیده را می‌توان ناشی از افزایش سهم تنش مغناطیسی گلبول قرمز دانست. زیرا همان‌طور که قبلاً بیان شد، تغییر شکل گلبول قرمز ناشی از تقابل تنش مغناطیسی و فشار موئینگی می‌باشد. بنابراین، با افزایش اندازه گلبول قرمز، شعاع معادل آن افزایش یافته که این افزایش منجر به کاهش انحنای سطح می‌گردد. لذا سهم γk که عامل نگه داشتن گلبول قرمز در شکل دایره‌ای خود است، کاهش می‌یابد.



شکل (۲): بیشینه تغییر شکل یک گلبول قرمز برحسب اندازه

گلبول. پارامترهای عددی: $Ca_m = 0.81$ و $\mu = 3$.

$$E_m = -\frac{\gamma R^2 c a_m}{2(\bar{\mu}+n)} \left(1 + \frac{\pi R^2}{(\bar{\mu}+n)}\right)^2, \quad (10)$$

که $\bar{\mu} = \frac{\mu_b}{\mu_r - \mu_b}$ و $n = \frac{\delta^2}{2\epsilon^3} \left(\ln \left[\frac{1+\epsilon}{1-\epsilon}\right] - 2\epsilon\right)$ حالت پایدار سیستم از کمینه کردن انرژی کل نسبت به متغیر δ به دست می آید.

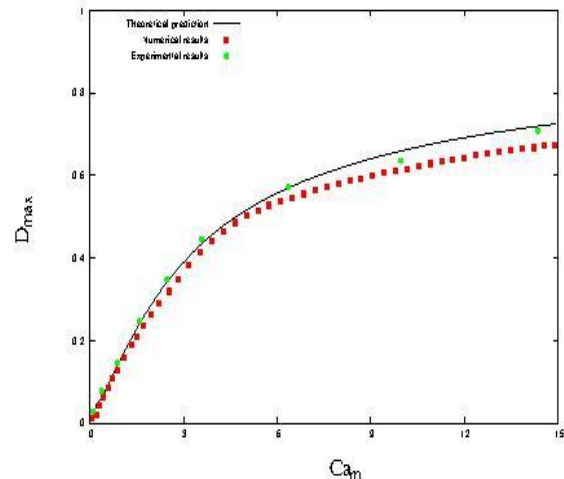
شکل ۲، نتایج عددی وابستگی تغییر شکل گلبول قرمز به اندازه گلبول با مربعات توپر قرمز رنگ نشان داده شده است. منحنی توپر سبزرنگ شکل ۲، متناظر با مدل تئوری تغییر شکل گلبول قرمز، استخراج شده از کمینه انرژی کل می باشد. سازگاری بسیار خوبی بین نتایج شبیه سازی عددی و پیش بینی تئوری در شکل ۲ مشاهده می گردد.

مقایسه بین نتایج عددی، تجربی و مدل تئوری، در شکل ۴ آورده شده است. مربع ها و دایره های توپر به ترتیب متناظر با نقاط استخراج شده از نتایج عددی و نتایج تجربی [۱۷] می باشند. خط توپر ترسیم شده در شکل ۴، تغییر شکل گلبول قرمز برحسب عدد موئینگی مغناطیسی از مدل تئوری را نشان می دهد. یکی از معیارهای متداول برای بررسی سازگاری نتایج عددی با نتایج تجربی، استفاده از روش مجموع مربعات خطا^۱ (SSE) است. براساس نتایج به دست آمده از روش مربعات خطا، مقدار SSE برابر با ۰/۰۰۳ به دست آمد که حاکی از سازگاری بسیار خوب بین نتایج عددی و تجربی است.

۵- نتیجه گیری

در این مطالعه، وابستگی شکل هندسی و تغییر شکل گلبول قرمز، به توابع کنترل آزمایشگاهی مانند شدت میدان مغناطیسی، ویسکوزیته و اندازه گلبول های قرمز مورد بررسی قرار گرفت. درک چگونگی وابستگی تغییر شکل گلبول قرمز به متغیرهای فیزیکی، زمینه ساز ارائه مدلی برای کنترل تغییر شکل گلبول قرمز از بیرون بدن بیمار را فراهم می نماید. گلبول های قرمز بدون اکسیژن، ذراتی پارامغناطیس به شمار می روند. بنابراین، در حضور میدان مغناطیسی در امتداد میدان کشیده شده و تغییر شکل پیدا می کنند. میزان این تغییر شکل تابعی از اندازه آنها، نسبت پذیرفتاری مغناطیسی و

است، در حد میدان های قوی، میزان تغییر شکل گلبول قرمز به حالت اشباع خود نزدیک می شود. علت فیزیکی این پدیده را می توان در انحنای بالای دو راس گلبول در امتداد میدان یافت. وقتی گلبول قرمز تغییر شکل پیدا می کند، انحنای سطح در دو راس آن افزایش یافته و این افزایش منجر به بزرگ شدن سهم تنش سطحی گلبول قرمز، γk می گردد.



شکل (۴): بیشینه تغییر شکل گلبول قرمز برحسب عدد موئینگی مغناطیسی. پارامترهای عددی: $\mu = 3$ و

$$\frac{2R}{W} = 0.25$$

۴-۱- اعتبار سنجی نتایج عددی

جهت اطمینان از صحت نتایج عددی منتج شده از این مطالعه، لازم است که نتایج عددی با مدل تئوری و نتایج آزمایشگاهی که توسط دیگران گزارش شده است، مقایسه گردد.

از دیدگاه تئوری، انرژی سطحی یک گلبول قرمز به صورت زیر تعریف می شود [۲۳]:

$$E(\delta) = \gamma S(\delta), \quad (9)$$

که، $S(\delta) = 2\pi R^2 \delta (\delta + \sin^{-1} \epsilon / \epsilon)$ و پارامتر $\epsilon = \sqrt{1 - \delta^2}$ از نقطه نظر تئوری، بیشینه تغییر شکل یک گلبول قرمز را می توان با کمینه کردن انرژی کل سیستم محاسبه کرد. انرژی کل یک سیستم دوفازی مغناطیسی، برابر با مجموع انرژی سطحی (۹) و انرژی مغناطیسی می باشد. انرژی مغناطیسی چنین سیستمی برابر است با:

1- Sum of Squared Error (SSE)

با افزایش شدت میدان مغناطیسی در سطح مشترک گلبول قرمز و پلاسما، میزان تنش مغناطیسی از تنش سطح بزرگتر شده و گلبول قرمز در جهت میدان کشیده می‌شود. نتایج عددی نشان می‌دهد که در عدد موئینگی مغناطیسی بزرگتر از ۶ واحد، میزان تغییر شکل گلبول قرمز به حالت اشباع نزدیک می‌شود بدین معنی که، با افزایش شدت میدان مغناطیسی، تغییرات معناداری در گلبول قرمز تغییر شکل یافته شده، مشاهده نمی‌شود. علت فیزیکی این امر ناشی از انحنای بالای دو راس گلبول قرمز در امتداد میدان است.

برای اعتبارسنجی نتایج عددی، از نتایج تجربی گزارش شده [۱۷] استفاده شده است. مقایسه بین نتایج عددی و تجربی سازگاری بالای بین دو روش را نشان می‌دهد به طوری که مقدار مجموع مربعات خطا SSE کمتر از ۰/۰۳ به دست آمده است.

Surface Layer”, Am. J. Physiol Heart Circ Physiol, Vol. 289, No. 6, pp. 2657-2664, 2005.

9. Barber J.O., Alberding, J.P., Restrepo J. and Secomb T.W. “Simulated Two-dimensional Red Blood Cell Motion, Deformation, And Partitioning in Microvessel Bifurcations”, Ann Biomed Eng., Vol. 36, No. 10, pp. 1690-1698, 2008.
10. Brando, M.M., Fontes, A., Barjas-Castro, M.L., Barbosa, L.C., Costa, F.F., Cesar, C.L., and Saad, S.T.O. “Optical Tweezers for Measuring Red Blood Cell Elasticity: Application to the Study of Drug Response in Sickle Cell Disease”, Eur. J. Haematol. Vol. 70, No. 4, pp. 207-211, 2003.
11. Tao, R. and Huang, K. “Reducing Blood Viscosity with Magnetic fields”, Phys. Rev. E., Vol. 84, No. 1, pp. 011905, 2011.
12. Wang, C.H. and Popel, A.S. “Effect of Red Blood Cell Shape on Oxygen Transport in Capillaries”, Mathematical Biosciences, Vol. 116, No. 1, pp. 89-110, 1993.
13. Swede, H., Andemariam, B., Gregorio, D.I., Jones, B.A., Braithwaite, D., Rohan, T.E., and Stevens, R.G. “Adverse Events in Cancer Patients with Sickle Cell Trait or Disease: Case Reports”, Genetics in medicine. Vol. 17, No. 1, pp. 237-241, 2015.
14. Wu, Y., Fu, T., Ma, Y., and Li, H.Z. “Active Control of Ferrofluid Droplet Breakup Dynamics in a Microfluidic T-Junction”, Microfluid. Nanofluid, Vol. 18, No. 1, pp. 19-27, 2010.
15. Kadivar, E. “Magnetocoalescence of Ferrofluid Droplets in a Flat Microfluidic Channel”, EPL (Europhysics Letters), Vol. 106, No. 2, pp. 24003, 2014.

شدت میدان است. نتایج عددی نشان می‌دهد که گلبول‌های قرمز کوچک، پاسخ کمتری به میدان‌های مغناطیسی نشان می‌دهند و تغییر شکل آن‌ها کوچک است. علت فیزیکی این امر، ناشی از بزرگ بودن سهم تنش سطح $(\frac{\gamma}{R})$ است. نتایج عددی تغییر شکل گلبول قرمز با اندازه آن، نشان می‌دهد که گلبول‌هایی که نسبت قطر آن‌ها به پهنای کانال کمتر از ۰/۳ است، تغییر شکل کمتر از ۰/۱۸ نسبت به شکل اولیه خود پیدا خواهند کرد. برای گلبول‌های بزرگتر، انحنای سطحی کاهش پیدا می‌کند و از این رو سهم تنش سطح در معادلات مگنودینامیک کاهش می‌یابد. بنابراین، گلبول‌هایی که نسبت قطر آنها به پهنای کانال بزرگتر از ۰/۳ است، در حضور میدان مغناطیسی تغییر شکل محسوسی خواهند داشت.

یکی از پارامترهای مهم که در کنترل و تغییر شکل گلبول قرمز نقش مهمی دارد، شدت میدان مغناطیسی است.

۶- مراجع

1. Davis J.A., Inglis, D.W., Morton, K.J., Lawrence, D.A., Huang, L.R., Chou, S.Y., Sturm, J.C., and Austin, R.H. “Esterministic Hydrodynamics: Taking Blood Apart”, Proc. Natl. Acad. Sci., Vol. 103, No. 40, pp. 14779-14784, 2006.
2. Yang S., Ündar A., and Zahn J.D. “A Microfluidic Device for Continuous, Real Time blood Plasma Separation”, Lab Chip, Vol. 6, No. 871, pp. 871-880, 2006.
3. Jäggi R.D., Sandoz, R., and Effenhauser, C.S. “Microfluidic Depletion of Red Blood Cells from Whole Blood in High-Aspect-Ratio Microchannels”, Microfluid. Nanofluid., Vol. 3, No. 47, pp. 47-53, 2007.
4. Pamme, N. “Continuous Flow Separations in Microfluidic Devices”, Lab Chip, Vol. 7, No. 1, pp. 1644-1659, 2007.
5. Kersaudy-Kerhoas, M., Dhariwal, R., Desmulliez, M.P.Y., and Jouvet, L. “Hydrodynamic Blood Plasma Separation in Microfluidic Channels”, Microfluid. Nanofluid, Vol. 8, No. 1, pp. 105-114, 2010.
6. Kadivar, E. “Droplet Trajectories in a Flat Microfluidic Networks”, Eur. J. Mech. B. Fluids, Vol. 57, No.1, pp. 75-81, 2016.
7. Chien, S. “Determinants of Blood Viscosity and Red Cell Deformability”, Scand. J. Clin. Lab. Inv, Vol. 461, No. 156, pp.7-12, 1981.
8. Pries A.R. and Secomb, T.W., “Microvascular blood Viscosity in Vivo and the Endothelial

20. Rosensweig, R.E. "Ferrohydrodynamics", Cambridge University Press, London, UK 1985.
21. Kadivar, E., Herminghaus S., and Brinkmann, M. "Droplet Sorting in a Loop of Flat Microfluidic Channels", J. Phys. Condens Matter, Vol. 25, No. 28, pp. 285102, 2013.
22. Pozrikidis, C. "A Practical Guide to Boundary Element Methods", CRC Press, Fla., USA, 2002.
23. Bacri J.C. and Salin, D. "Instability of Ferrofluid Magnetic Drops Under Magnetic Field", J. Phys. Lett., Vol. 43, No. 17, pp. 649-654, 1982.
16. Martin, J.D., Marhefka, J.N., Migler, K., and Hudson, S. "Interface Rheology Through Microfluidics", Adv. Mater. Vol. 23, No. 3, pp. 426-432, 2011.
17. Seric, I., Afkhami, S., and Kondic, L. "Interfacial Instability of Thin Ferrofluid Films Under a Magnetic Field", Vol. 755, No. 1, pp. 1-12, 2014.
18. Brosseau, Q., Vrignon, J., Baret, J.C. "Microfluidic Dynamics Interface Tensiometry", Soft Matter, Vol. 10, No. 1, pp. 3066-3076, 2014.
19. Amiri-Hezaveh, A., Salimi, M.A., and Taeibi Rahni, M. "Numerical Analysis of Same Scales Droplet-Particle Interaction Inside a Porous Medium, Using Lattice Boltzmann Method", Mech. Aerospace Eng. J., Vol. 5, No. 2, pp. 1-14, 2017 (In Persian).

