نشریه علمی-تخصصی تبدیل انرژی (JEED)

J. Energy Conversion

Volume: 13, Issue 1, 2026: 93-107

دوره ۱۳، شماره ۱، بهار ۱۴۰۵، ص:۹۳-۱۰۷

تحلیل عددی سه‌بعدی کارایی جذب نانوذرات حامل دارو در جریان خون غیرنیوتنی (مطالعه موردی: بیماران پلی‌سیتمی)

رسول کریمی تکرمی[۱و*]، مهدی برجی بداغی[۲]، کورش جواهرده[۳]

۱و* دانشجوی دکتری، گروه مهندسی مکانیک، واحد لاهیجان، دانشگاه آزاد اسلامی، لاهیجان، ایران

۲ استادیار، گروه مهندسی مکانیک، واحد لاهیجان، دانشگاه آزاد اسلامی، لاهیجان، ایران

۳ استاد تمام، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

دریافت: ۱۴۰۵/۱/۱۰ ، بازنگری: ۱۴۰۵/۲/۳۰، پذیرش:۱۴۰۵/۳/۵

چکیده

دارورسانی هدفمند مغناطیسی (MDT) یکی از روش‌های امیدبخش برای افزایش تمرکز دارو در ناحیه توموری و کاهش اثرات جانبی درمان‌های سیستمیک است. با این‌حال، کارایی این روش به‌طور مستقیم تحت تأثیر رئولوژی خون، هندسه واقعی رگ، شرایط همودینامیکی بیمار و مشخصات میدان مغناطیسی قرار دارد. در این مطالعه، انتقال و جذب نانوذرات حامل دارو در یک مدل سه‌بعدی واقعی از شریان کاروتید بیمار مبتلا به سرطان و پلی‌سیتمی، با در نظر گرفتن اثر رفتار غیرنیوتنی خون، به‌صورت عددی بررسی شده است. نوآوری اصلی این پژوهش در ترکیب هم‌زمان هندسه سه‌بعدی واقعی بیمار مبتنی بر تصاویر سی‌تی، مدل‌سازی غیرنیوتنی خون، بررسی شرایط همودینامیکی مرتبط با پلی‌سیتمی و تحلیل جذب نانوذرات تحت میدان مغناطیسی خارجی است. هندسه رگ از داده‌های سی‌تی اسکن بازسازی شد و جریان خون با استفاده از معادلات پیوستگی و ناویر-استوکس شبیه‌سازی گردید. برای توصیف رفتار غیرنیوتنی خون از مدل کرو و برای مقایسه، از مدل نیوتنی نیز استفاده شد. مسیر حرکت نانوذرات با اعمال نیروهای غالب شامل درگ هیدرودینامیکی و نیروی مغناطیسی رهگیری شد و راندمان جذب به‌صورت نسبت ذرات جذب‌شده در محل هدف به تعداد کل ذرات تزریق‌شده تعریف گردید. نتایج اعتبارسنجی نشان داد که مدل حاضر با داده‌های مرجع، میانگین خطای نسبی حدود ۲/۸ درصد و حداکثر خطای کم‌تر از ۳/۵ درصد دارد. هم‌چنین مشخص شد که بیشینه سرعت در مدل کرو حدود ۱m/s و در مدل نیوتنی حدود ۰/۹ m/s است که ناشی از رفتار برش‌رقیق‌شونده خون در مدل غیرنیوتنی است. از نظر عملکرد جذب، با افزایش قطر ذرات، راندمان جذب در هر دو مدل افزایش قابل‌توجهی نشان داد؛ به‌طوری‌که برای ذرات ۵۰۰ nm، راندمان جذب از ۳۵/۰۳ درصد در مدل کرو به ۴۰٪ در مدل نیوتنی و برای ذرات ۱۰۰۰ nm از ۵۶/۳۵ درصد به ۶۲/۴۰ درصد افزایش یافت. موضوعی که در بسیاری از مطالعات پیشین به‌صورت یکپارچه بررسی نشده است. نتایج نشان دادند که این روش پتانسیل بالایی در درمان بیماران سرطان در بیماران دارای پلی‌سیتمی دارد.

کلمات کلیدی: رئولوژی خون، ناویر-استوکس، غیرنیوتنی، پلی‌سیتمی، روش اجزا محدود

* **عهده‌دار مکاتبات:** Borji.Mehdi@iau.ac.ir

نحوه استناد به این مقاله رسول کریمی تکرمی، مهدی برجی بداغی، کورش جواهرده. تحلیل عددی سه‌بعدی کارایی جذب نانوذرات حامل دارو در جریان خون غیرنیوتنی (مطالعه موردی: بیماران پلی‌سیتمی)، **مهندسی مکانیک تبدیل انرژی**. **۱۴۰۵؛ ۱۳ (۱): ۱۰۷-۹۳.**

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]

[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]

۱- مقدمه

امروزه سرطان یکی از مهم‌ترین چالش‌های نظام سلامت در سراسر جهان به شمار می‌رود و هم‌چنان از علل اصلی مرگ‌ومیر در بسیاری از کشورها محسوب می‌شود. گزارش‌های اپیدمیولوژیک نشان می‌دهد که بروز این بیماری در سال‌های اخیر روندی افزایشی داشته و سالانه میلیون‌ها مورد جدید در سطح جهان گزارش می‌شود [۱]. با وجود پیشرفت‌های قابل توجه در روش‌های تشخیصی و درمانی، درمان مؤثر و ایمن سرطان هم‌چنان یکی از دغدغه‌های اساسی در حوزه علوم پزشکی و مهندسی زیست‌پزشکی است. در حال حاضر روش‌های متداول درمان سرطان شامل جراحی، شیمی‌درمانی، پرتودرمانی و در برخی موارد هورمون‌درمانی هستند [۲]. هرچند این روش‌ها در بسیاری از موارد می‌توانند موجب کنترل یا کاهش رشد تومور شوند، اما محدودیت‌ها و عوارض جانبی قابل توجهی نیز دارند. برای مثال، جراحی یک روش تهاجمی محسوب می‌شود و در برخی موارد به‌دلیل محل تومور یا وضعیت بیمار امکان‌پذیر نیست. از سوی دیگر، شیمی‌درمانی و پرتودرمانی معمولاً از اختصاصیت کافی برای سلول‌های سرطانی برخوردار نیستند و می‌توانند به بافت‌های سالم نیز آسیب وارد کنند که این امر منجر به بروز عوارض جانبی متعددی در بیماران می‌شود [۳]. به‌همین دلیل توسعه روش‌هایی که بتوانند دارو را به صورت هدفمند به محل تومور منتقل کنند و در عین‌حال اثرات سیستمیک دارو را کاهش دهند، مورد توجه گسترده پژوهشگران قرار گرفته است [۴].

در این میان، دارورسانی هدفمند با استفاده از نانوذرات مغناطیسی به‌عنوان یکی از روش‌های نوین در درمان سرطان مطرح شده است. در روش دارورسانی مغناطیسی[1] (MDT)، دارو به نانوذرات سوپرپارامغناطیس متصل شده و سپس با استفاده از میدان مغناطیسی خارجی به سمت ناحیه هدف هدایت می‌شود. این رویکرد می‌تواند باعث افزایش غلظت موضعی دارو در محل تومور و در نتیجه کاهش دوز موردنیاز و سمیت سیستمیک دارو شود [۵ و۶]. نانوذرات مغناطیسی مورد استفاده در این روش معمولاً دارای هسته‌هایی از جنس اکسید آهن مانند مگنتیت (Fe_3O_4) یا مگهمیت (γ-Fe_2O_3) هستند که به‌دلیل ویژگی‌های مغناطیسی مناسب و زیست‌سازگاری بالا کاربرد گسترده‌ای در سیستم‌های دارورسانی دارند. هم‌چنین برای افزایش پایداری، جلوگیری از تجمع ذرات و بهبود زیست‌سازگاری، سطح این نانوذرات معمولاً با پلیمرهای زیست‌سازگار مانند دکستران یا سایر پوشش‌های پلیمری پوشانده می‌شود [۷]. در دو دهه گذشته، مطالعات متعددی به بررسی رفتار نانوذرات مغناطیسی در جریان خون و کارایی روش دارورسانی مغناطیسی پرداخته‌اند. یکی از نخستین مطالعات تحلیلی در این زمینه توسط فورلانی و فورلانی[2] انجام شد که در آن یک چارچوب نظری برای پیش‌بینی مسیر حرکت ذرات مغناطیسی در جریان خون ارائه شد. نتایج این مطالعه نشان داد که مسیر حرکت ذرات و میزان رسوب آن‌ها در دیواره رگ به پارامترهایی مانند شدت میدان مغناطیسی، اندازه ذره و سرعت جریان خون وابسته است [۸]. در ادامه، شارما[3] و همکاران با بررسی اثر آرایش آهن‌رباهای دائمی اطراف رگ‌های میکروسکوپی نشان دادند که نحوه قرارگیری آهن‌رباها می‌تواند تأثیر قابل توجهی بر کارایی جذب یا به دام افتادن ذرات داشته باشد [۹]. هم‌چنین آگیوتیس[4] و همکاران با مطالعه انتقال ذرات در رگ‌های خمیده نشان دادند که هندسه رگ و توزیع میدان مغناطیسی می‌تواند الگوی رسوب نانوذرات را به‌طور قابل توجهی تغییر دهد [۱۰]. در مطالعات بعدی، بوز و بنجری[5] به بررسی دینامیک گیراندازی نانوذرات در رگ‌های تنگ‌شده و منشعب پرداختند. نتایج پژوهش آن‌ها نشان داد که برهم‌کنش میان نیروهای هیدرودینامیکی جریان خون، میدان مغناطیسی و اندازه ذرات نقش مهمی در تعیین احتمال رسوب ذرات در دیواره رگ دارد [۱۱]. علاوه بر این، برخی پژوهشگران تأثیر ویژگی‌های رئولوژیکی خون را نیز در مدل‌سازی دارورسانی مغناطیسی مورد بررسی قرار داده‌اند. برای مثال فانلی[6] و همکاران [۱۲] نشان دادند که رفتار غیرنیوتنی خون می‌تواند مسیر حرکت نانوذرات و الگوی توزیع آن‌ها را در رگ‌ها تغییر دهد، به‌ویژه در نواحی با نرخ برش پایین که

[1] Magnetic Drug Targeting
[2] Furlani
[3] Sharma
[4] Agiotis
[5] Bose and Banerjee
[6] Fanelli

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]
[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]

تغییرات ویسکوزیته خون بیش‌تر است. در همین راستا، حبیبی و همکاران [۱۳] نیز با استفاده از مدل‌های غیرنیوتنی نشان دادند که در نظر گرفتن وابستگی ویسکوزیته به نرخ برش می‌تواند پیش‌بینی دقیق‌تری از انتقال ذرات در سیستم عروقی ارائه دهد. مطالعات جدیدتر نیز با استفاده از مدل‌های سه‌بعدی و میدان‌های مغناطیسی غیریکنواخت نشان داده‌اند که در شرایط واقعی عروقی، پارامترهایی مانند اندازه ذره، شدت میدان مغناطیسی و سرعت جریان خون از مهم‌ترین عوامل تعیین‌کننده کارایی جذب ذرات هستند [۱۴ و ۱۵]. یکی از عوامل مهمی که می‌تواند رفتار جریان خون و انتقال ذرات در سیستم عروقی را تحت تأثیر قرار دهد، ویژگی‌های رئولوژیکی خون است. خون یک سیال پیچیده و غیرنیوتنی محسوب می‌شود که ویسکوزیته آن به نرخ برش وابسته است. در بسیاری از بیماری‌ها، این ویژگی‌های رئولوژیکی دچار تغییر می‌شوند و می‌توانند الگوی جریان خون و نیروهای وارد بر ذرات را تغییر دهند. یکی از این اختلالات، پلی‌سیتمی است که با افزایش تعداد گلبول‌های قرمز و در نتیجه افزایش هماتوکریت همراه است. افزایش هماتوکریت موجب افزایش ویسکوزیته خون شده و می‌تواند مقاومت جریان و تنش‌های برشی در دیواره رگ‌ها را تغییر دهد [۱۶]. این تغییرات همودینامیکی می‌توانند بر حرکت و رسوب نانوذرات حامل دارو در سیستم عروقی تأثیرگذار باشند و در نتیجه عملکرد سیستم‌های دارورسانی هدفمند را تحت تأثیر قرار دهند. از سوی دیگر، انتخاب هندسه مناسب رگ برای بررسی رفتار جریان و انتقال ذرات نیز اهمیت زیادی دارد. در میان عروق مختلف بدن، شریان کاروتید به‌دلیل ویژگی‌های هندسی و همودینامیکی خاص خود توجه بسیاری از پژوهشگران را به خود جلب کرده است. این شریان یکی از مهم‌ترین عروق تأمین‌کننده خون مغز است و به‌دلیل وجود ناحیه انشعاب و تغییرات قابل توجه در میدان جریان، مستعد بروز پدیده‌هایی مانند تشکیل پلاک‌های آترواسکلروتیک است [۱۷]. مطالعات متعددی نشان داده‌اند که هندسه شریان کاروتید، به‌ویژه زاویه انشعاب و نسبت سطح مقطع شاخه‌ها، می‌تواند الگوی جریان خون و توزیع تنش برشی دیواره را به‌طور قابل توجهی تحت تأثیر قرار دهد. برای مثال آبیلاش[1] و همکاران با استفاده از مدل‌های مبتنی بر تصاویر پزشکی نشان دادند که ویژگی‌های هندسی شریان کاروتید مانند پیچیدگی مسیر و نسبت سطح مقطع شاخه‌ها نقش مهمی در تعیین رژیم جریان و توزیع تنش برشی دارند [۱۸]. هم‌چنین آریان و همکاران [۱۹] با استفاده از یک مدل سه‌بعدی مبتنی بر تصاویر CT و روش عددی اویلری-لاگرانژی به بررسی دارورسانی مغناطیسی در ناحیه انشعاب کاروتید پرداختند. نتایج مطالعه آن‌ها نشان داد که موقعیت مناسب آهن‌ربا می‌تواند انتقال ذرات به شاخه هدف را افزایش داده و در عین‌حال ورود ناخواسته ذرات به شاخه‌های دیگر را کاهش دهد. با وجود پیشرفت‌های قابل توجه در این زمینه، هنوز چالش‌های مهمی در مدل‌سازی و بهینه‌سازی دارورسانی مغناطیسی وجود دارد. بسیاری از مطالعات پیشین یا بر هندسه‌های ساده‌شده عروقی تمرکز داشته‌اند یا اثر بیماری‌های هماتولوژیک بر رفتار جریان خون را در نظر نگرفته‌اند. در حالی‌که در شرایط واقعی بدن، عواملی مانند تغییرات رئولوژیکی خون ناشی از بیماری‌هایی نظیر پلی‌سیتمی می‌توانند تأثیر قابل توجهی بر همودینامیک جریان و در نتیجه بر انتقال و رسوب نانوذرات داشته باشند. علاوه بر این، استفاده هم‌زمان از هندسه‌های اختصاصی بیمار، مدل‌های دقیق رئولوژیکی خون و میدان‌های مغناطیسی خارجی هنوز در بسیاری از مطالعات به‌طور جامع بررسی نشده است. از این‌رو، بررسی هم‌زمان اثر ویسکوزیته افزایش‌یافته خون، رفتار غیرنیوتنی جریان و ویژگی‌های هندسی واقعی شریان کاروتید بر انتقال و جذب نانوذرات حامل دارو می‌تواند درک عمیق‌تری از عملکرد سیستم‌های دارورسانی مغناطیسی فراهم کند و به بهینه‌سازی این روش در کاربردهای بالینی کمک نماید.

بر همین اساس، در پژوهش حاضر تلاش شده است با استفاده از یک مدل عددی سه‌بعدی از شریان کاروتید و در نظر گرفتن رفتار غیرنیوتنی خون، اثر افزایش ویسکوزیته ناشی از پلی‌سیتمی بر انتقال و جذب نانوذرات حامل دارو در حضور میدان مغناطیسی خارجی مورد بررسی قرار گیرد. این مطالعه می‌تواند گامی در جهت درک بهتر برهم‌کنش میان عوامل همودینامیکی، رئولوژیکی و مغناطیسی در سیستم‌های دارورسانی هدفمند محسوب شود.

[1] Abhilash

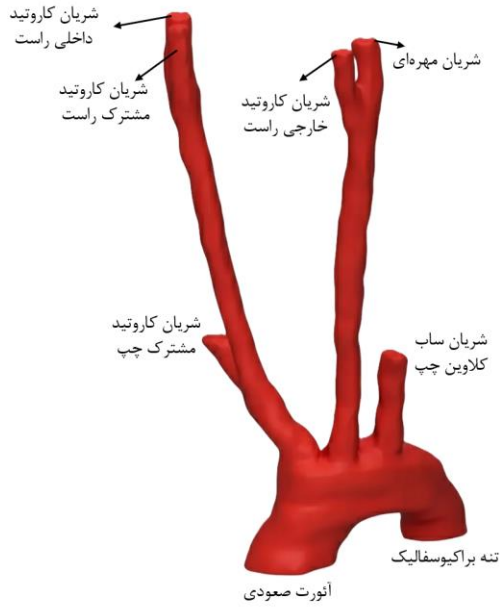
[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]

[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]

۲- روش حل

۲-۱- استخراج هندسه

به‌منظور بررسی دقیق همودینامیک عروقی، هندسه شریان کاروتید بیمار با استفاده از داده‌های سی‌تی‌اسکن و به‌صورت سه‌بعدی بازسازی گردید. بیمار مورد مطالعه در این پژوهش، فردی مبتلا به سرطان و عارضه پلی‌سیتمی (پرخونی) بود. از آن‌جایی‌که پلی‌سیتمی موجب افزایش غیرطبیعی سطح هماتوکریت خون می‌شود، ویسکوزیته (گرانروی) خون به‌شدت بالا می‌رود؛ پدیده‌ای که انتظار می‌رود الگوهای جریان خون و تنش‌های برشی دیواره عروق را به‌طور قابل‌توجهی دست‌خوش تغییر کند و از این رو، مدل‌سازی دقیق آن امری حیاتی است. فرآیند قطعه‌بندی[1] هندسه و ساخت مدل سه‌بعدی در محیط نرم‌افزار میمیکس[2] صورت گرفت. برای جداسازی دقیق لومن عروق از بافت‌های پیرامونی، از آستانه‌گذاری بر اساس واحد هانسفیلد[3] (HU) در ترکیب با تکنیک‌های رشد ناحیه‌ای و تصحیحات دستی استفاده شد تا مدل نهایی، بالاترین تطابق آناتومیک را داشته باشد. در نهایت، با ادغام تمامی سطوح استخراج‌شده، یک ساختار یکپارچه از دوشاخه کاروتید به‌دست آمد (شکل ۱).



شکل-۱: هندسه سه‌بعدی استخراج شده از تصاویر سی‌تی اسکن بیمار.

برای انجام محاسبات سیالاتی، مدل نهایی به ۸ دامنه محاسباتی مجزا تقسیم‌بندی شد که هرکدام بیانگر یک بخش فیزیولوژیک از سیستم عروقی هستند. مساحت سطح مقطع هر یک از این دامنه‌ها استخراج گردید تا به‌عنوان شرایط مرزی و ورودی‌های کمّی در شبیه‌سازی‌های همودینامیکی مورد استفاده قرار گیرد.

۲-۲- معادلات حاکم

جریان خون درون عروق با استفاده از معادلات پیوستگی و ناویر-استوکس حل گردید [۲۰]:

$$\nabla . \overrightarrow{u_b} = 0 \qquad (۱)$$

[1] Segmentation
[2] MIMICS
[3] Hansfield unit

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]
[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]

$$\rho_b \left(\frac{\partial \vec{u}_b}{\partial t} + \vec{u}_b \cdot \nabla \vec{u}_b\right) = -\nabla \vec{p} + \mu_b \nabla^2 \vec{u}_b \quad (۲)$$

که در آن ρ_b، μ_b، و p به‌ترتیب سرعت، چگالی، ویسکوزیته و فشار خون هستند. برای مدل کردن خاصیت غیرنیوتنی بودن خون از مدل کرو[1] به‌صورت زیر استفاده گردید [۲۱]:

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)[1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}} \quad (۳)$$

که در آن μ_0 و μ_∞ به‌ترتیب ویسکوزیته خون در حد نرخ برش صفر و نرخ برش بسیار بالا هستند. هم‌چنین، λ = ۳/۱۳۱ s و ۰/۳۵۶۸ = n به‌ترتیب ثابت زمانی و شاخص توانی هستند. برای محاسبه میدان مغناطیسی تولید شده توسط آهن‌ربای استوانه‌ای مورد استفاده در پژوهش حاضر (با قطر ۴cm و طول ۱۲cm) از روابط زیر استفاده می‌شود:

$$\nabla . \vec{B} = 0 \quad (۴)$$

$$\nabla \times \vec{H} = 0 \quad (۵)$$

$$\vec{B} = \mu_0(\vec{M} + \vec{H}) \quad (۶)$$

در این روابط، B، H، و M به‌ترتیب نشان‌دهنده شار مغناطیسی، شدت میدان مغناطیسی و مغناطش هستند. برای محاسبه مسیر حرکت ذره و درصد جذب نانوذرات در محل تومور، از قانون دوم نیوتن استفاده می‌شود [۲۲]:

$$\sum \vec{F} = \frac{d\overrightarrow{u_p}}{dt} \quad (۷)$$

که در آن u_p نشان‌دهنده سرعت ذره است. ترم سمت چپ معادله مجموع نیروهای وارد بر ذره را نشان می‌دهد. در این پژوهش، دو نیروی غالب وارد بر ذره (درگ و مغناطیسی) در نظر گرفته شدند. نیروی درگ هیدرودینامیکی از رابطه زیر به‌دست می‌آید [۲۲]:

$$\overrightarrow{F_D} = -m_p \frac{18\mu C_D Re_p}{\rho_p d_p^2 24} (\overrightarrow{u_p} - \overrightarrow{u_b}) \quad (۸)$$

$$C_D = a_1 + \frac{a_2}{Re_p} + \frac{a_3}{Re_p^2} \quad (۹)$$

$$Re_p = \frac{\rho|\overrightarrow{u_b} - \overrightarrow{u_p}|d_p}{\mu} \quad (۱۰)$$

که در آن m_p، d_p، Re_p، و C_D به ترتیب جرم ذره، قطر ذره، رینولدز ذره، و ضریب درگ هستند. هم‌چنین، پارامترهای a_1، a_2، و a_3 ضرایب ثابت هستند. نیروی مغناطیسی وارد بر ذره در جریان خون از طریق رابطه زیر محاسبه می‌شود [۲۲]:

$$\overrightarrow{F_M} = \begin{cases} \frac{\pi d_p^3}{6}\mu_0 \frac{\chi_{eff}}{2} \nabla \vec{H}^2 & H < M_{sat}/\chi_{eff} \\ \frac{\pi d_p^3}{6}\mu_0 M_{sat} \nabla H & H \geq M_{sat}/\chi_{eff} \end{cases} \quad (۱۱)$$

[1] Carreau

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]

[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]

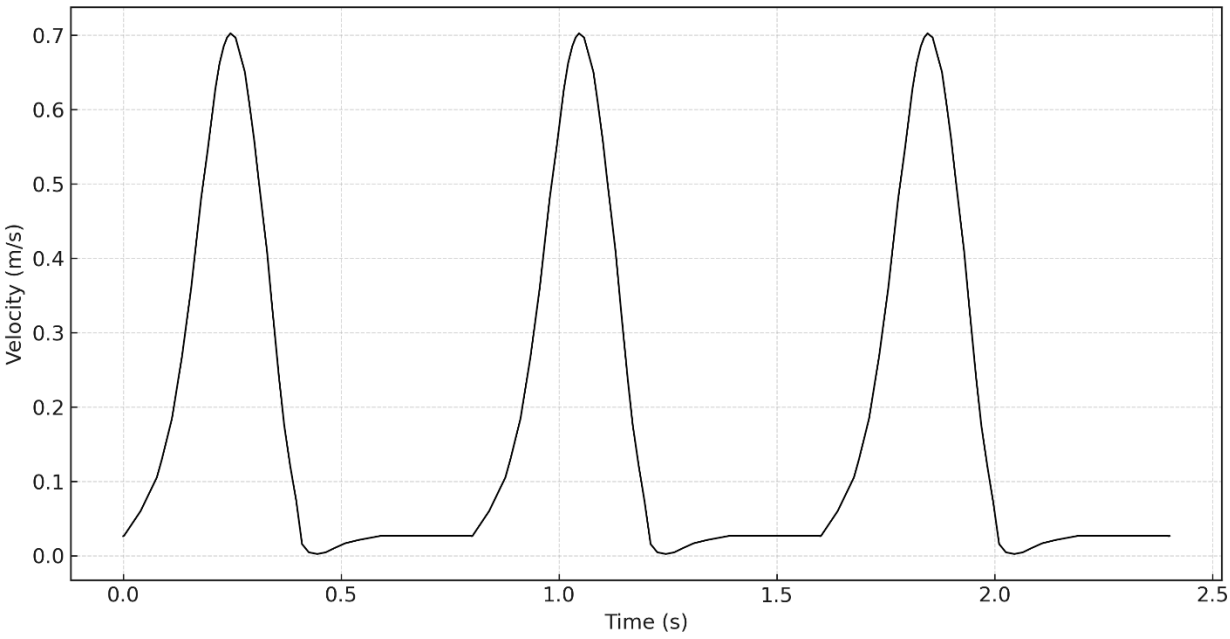
نهایتاً، درصد جذب نانوذرات با استفاده از رابطه زیر محاسبه می‌شود [۲۲]:

$$CE = \frac{n_{captured}}{n_t} \times 100 \quad (۱۲)$$

که در آن صورت کسر تعداد ذرات جذب شده در محل تومور و مخرج آن تعداد کل ذرات تزریق شده را نشان می‌دهد.

۲-۳- شرایط مرزی و فرضیات

در این پژوهش تعداد ۱۰۰۰ نانوذره با پخش تصادفی در لحظه تزریق به جریان خون در نظر گرفته شدند. قطرهای ۲۵۰، ۵۰۰، ۷۵۰ و ۱۰۰۰ نانومتر در محاسبات لحاظ شدند. در جداره‌های رگ شرط عدم لغزش لحاظ شد. هم‌چنین، از برهم‌کنش ذره-ذره به‌دلیل اثر پایین آن‌ها صرف‌نظر شد. در رابطه با میدان مغناطیسی، در مرزهای خارجی پتانسیل اسکالر مغناطیسی برابر صفر در نظر گرفته شد و مغناطش همگون فرض شد. در خروجی‌ها فرض شد که سیال به فشار اتمسفر تخلیه می‌شود و برای سرعت خون نیز از پروفیل سرعت واقعی بیمار به‌صورت پالسی استفاده شد (شکل ۲).



شکل-۲: پروفیل پالسی سرعت خون.

۳- نتایج

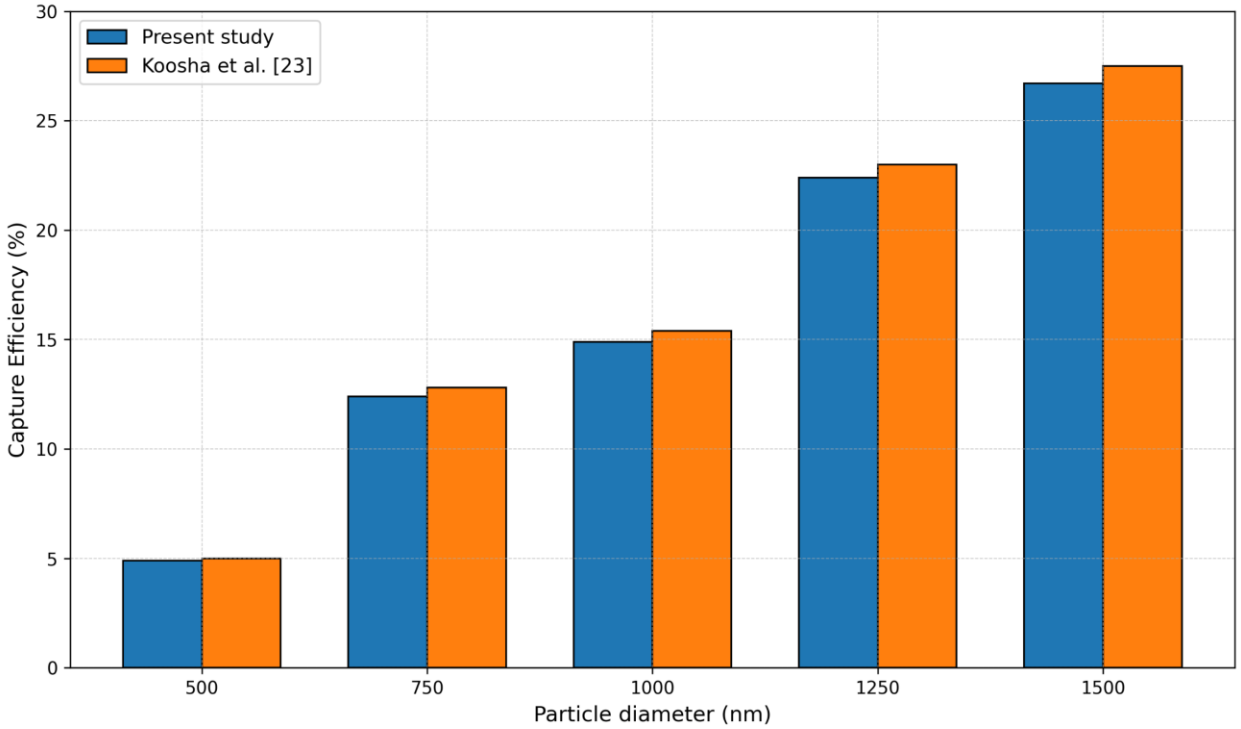
۳-۱- اعتبارسنجی

به‌منظور بررسی صحت و دقت مدل عددی توسعه‌یافته در این پژوهش، نتایج حاصل از شبیه‌سازی برای کارایی جذب ذرات در محدوده قطرهای ۵۰۰ تا ۱۵۰۰ نانومتر با داده‌های موجود در مطالعه کوشا و همکاران [۲۳] مقایسه گردید. در هر دو مطالعه، هندسه سیستم، شرایط مرزی، خواص سیال و ذرات، و پارامترهای عملیاتی یکسان درنظر گرفته شده است تا امکان ارزیابی مستقیم و معتبر فراهم شود. نمودار مقایسه نشان می‌دهد که روند تغییرات دو مجموعه داده کاملاً مشابه است و با افزایش اندازه ذرات، بازده جذب به‌صورت یکنواخت افزایش می‌یابد. مقادیر به‌دست‌آمده از مدل حاضر در سراسر بازه مورد بررسی تطابق بسیار خوبی با داده‌های مرجع دارند. بر اساس محاسبات، میانگین خطای نسبی بین نتایج این تحقیق و داده‌های کوشا و همکاران [۲۳] برابر با حدود ٪۲/۸ است و در تمامی نقاط بررسی‌شده، خطا کمتر از ٪۳/۵ باقی‌مانده است. چنین مقدار خطایی نشان‌دهنده اعتبار بالا و دقت کافی مدل

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]

[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]

عددی توسعه‌یافته در پیش‌بینی رفتار ذرات و عملکرد سیستم جمع‌آوری الکترواستاتیکی است. در مجموع می‌توان نتیجه گرفت که مدل فیزیکی، فرضیات جریان، و روش عددی استفاده‌شده در این تحقیق از صحت مناسبی برخوردارند و می‌توان از مدل ارائه‌شده برای تحلیل شرایط مختلف هندسی و عملیاتی سیستم با اطمینان بالا استفاده نمود.



شکل-۳: اعتبارسنجی نتایج پژوهش حاضر با نتایج مقاله کوشا و همکاران [۲۳].

۳-۲- خطوط جریان

شکل (۴) توزیع میدان سرعت و خطوط جریان را در هندسه انشعابی نشان می‌دهد. در این شکل، حالت (الف) مربوط به سیال نیوتنی و حالت (ب) مربوط به سیال غیرنیوتنی با مدل کرو است. مقیاس رنگی، بزرگی سرعت را بر حسب متر بر ثانیه نشان می‌دهد؛ به‌طوری‌که رنگ‌های آبی بیانگر سرعت‌های کم و رنگ‌های زرد تا قرمز نشان‌دهنده نواحی با سرعت بالا هستند. در هر دو حالت، بیش‌ترین سرعت در ناحیه ورودی و در مسیر اصلی جریان مشاهده می‌شود و با حرکت سیال به سمت شاخه‌های بالادست، به‌دلیل افزایش سطح مقطع مؤثر و توزیع جریان در شاخه‌های متعدد، مقدار سرعت به‌تدریج کاهش می‌یابد. تمرکز نواحی با سرعت بالا در قسمت خمیده پایین هندسه قابل مشاهده است که ناشی از اثر انحنای مسیر و تمرکز خطوط جریان در سمت داخلی خم است. این پدیده سبب افزایش گرادیان سرعت و در نتیجه تشکیل ناحیه‌ای با سرعت بیش‌تر در این قسمت شده است.

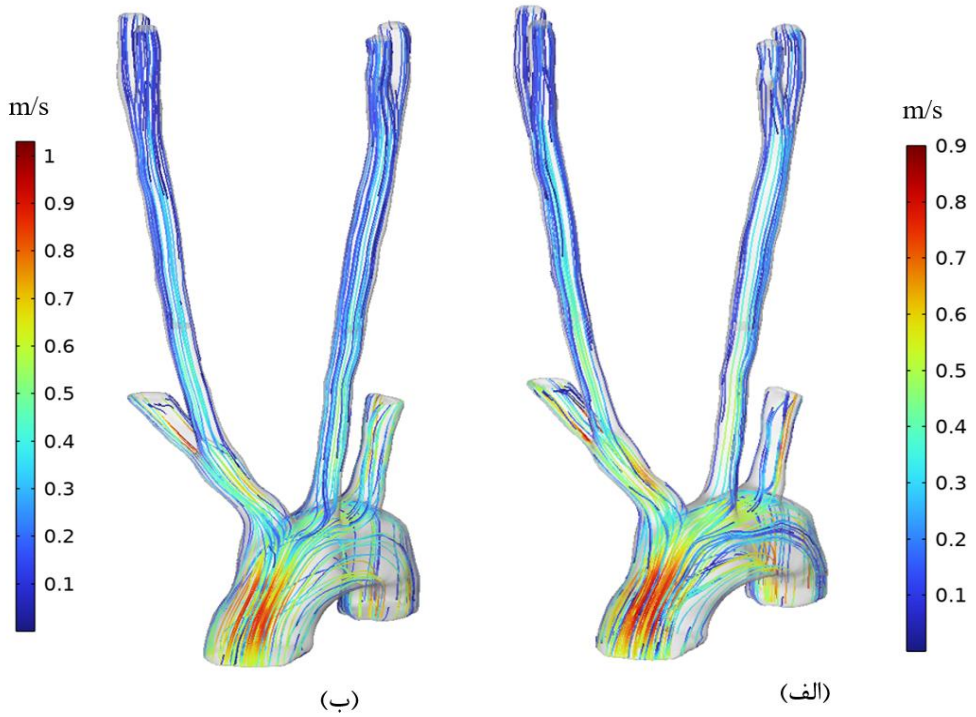
در حالت سیال نیوتنی (الف)، توزیع سرعت نسبتاً یکنواخت‌تر در طول مجرا مشاهده می‌شود و تغییرات سرعت عمدتاً تابع هندسه و شرایط مرزی است. در این حالت، ویسکوزیته سیال مستقل از نرخ برش بوده و بنابراین ساختار میدان سرعت عمدتاً تحت تأثیر توزیع فشار و شکل هندسه قرار دارد. بیشینه سرعت در این حالت حدود ۰/۹ m/s گزارش شده است و خطوط جریان مسیر نسبتاً منظمی را در طول شاخه‌ها دنبال می‌کنند. در مقابل، در حالت سیال غیرنیوتنی با مدل کرو (ب)، رفتار برش‌رقیق‌شوندگی[1] باعث ایجاد تفاوت‌هایی در توزیع سرعت می‌شود. در این مدل، با افزایش نرخ برش در نواحی مرکزی جریان، ویسکوزیته مؤثر سیال کاهش یافته و در نتیجه سیال با مقاومت کمتری حرکت می‌کند. این پدیده باعث افزایش نسبی سرعت در نواحی با گرادیان سرعت بالا می‌شود،

[1] shear-thinning

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]

[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]

به‌طوری‌که بیشینه سرعت در این حالت به حدود m/s ۱ می‌رسد. در مقابل، در نزدیکی دیواره‌ها که نرخ برش کم‌تر است، ویسکوزیته مؤثر افزایش یافته و در نتیجه سرعت کاهش می‌یابد. این رفتار موجب تقویت پروفیل سرعت و تمرکز بیش‌تر جریان در ناحیه مرکزی مجرا می‌شود [۲۲و ۲۳].



شکل-۴: مقایسه خطوط جریان خون درون هندسه برای (الف) مدل نیوتنی و (ب) مدل غیرنیوتنی کرو.

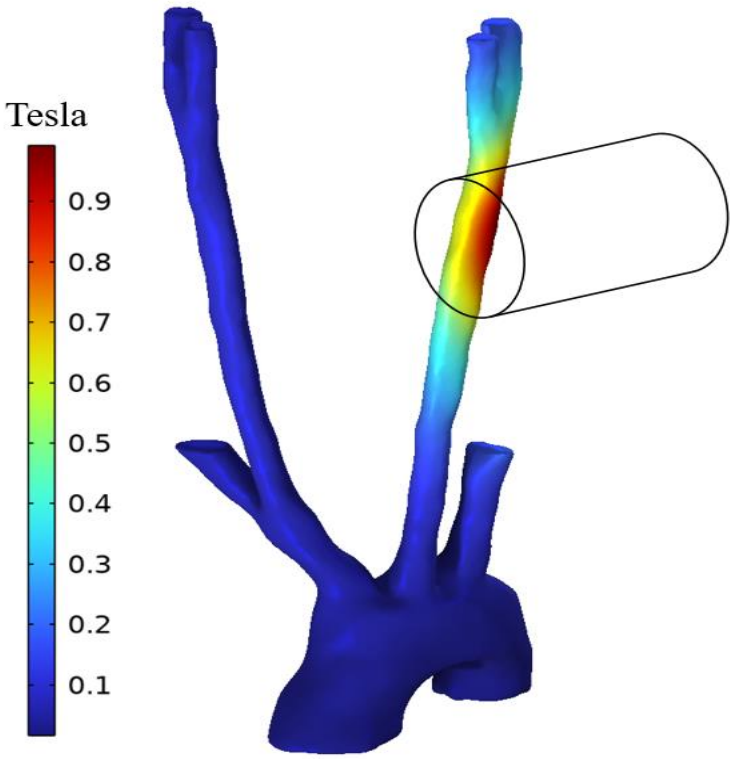
هم‌چنین در نواحی انشعاب، تفاوت بین دو مدل سیالی آشکارتر می‌شود. در حالت غیرنیوتنی، به‌دلیل تغییرات ویسکوزیته با نرخ برش، توزیع جریان بین شاخه‌ها کمی متفاوت بوده و تمرکز خطوط جریان در مسیرهای با مقاومت هیدرودینامیکی کم‌تر مشاهده می‌شود. این موضوع می‌تواند بر الگوی انتقال ذرات و هم‌چنین بر توزیع تنش برشی در دیواره‌ها تأثیرگذار باشد.

۳-۳- میدان مغناطیسی

شکل (۵) توزیع میدان مغناطیسی ایجادشده توسط آهن‌ربای دائمی را در اطراف هندسه انشعابی نشان می‌دهد. مقیاس رنگی شدت میدان را بر حسب تسلا نمایش می‌دهد که مقدار آن از حدود T ۰/۱ در نواحی دور از آهن‌ربا تا حدود T ۱ در نزدیکی محل قرارگیری آهن‌ربا تغییر می‌کند. همان‌طور که در شکل مشخص است، بیش‌ترین شدت میدان در شاخه مجاور آهن‌ربا و در ناحیه مشخص‌شده ایجاد شده است که در آن مقدار میدان در محدوده تقریبی ۰/۸ تا ۱ تسلا قرار دارد. با افزایش فاصله از این ناحیه، شدت میدان به‌سرعت کاهش یافته و در بیش‌تر بخش‌های هندسه مقدار آن به حدود ۰/۱ تا ۰/۲ تسلا می‌رسد.

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]

[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]



شکل-۵: میدان مغناطیسی تولید شده توسط آهن‌ربا (بیشنه 1T در مرکز رگ)

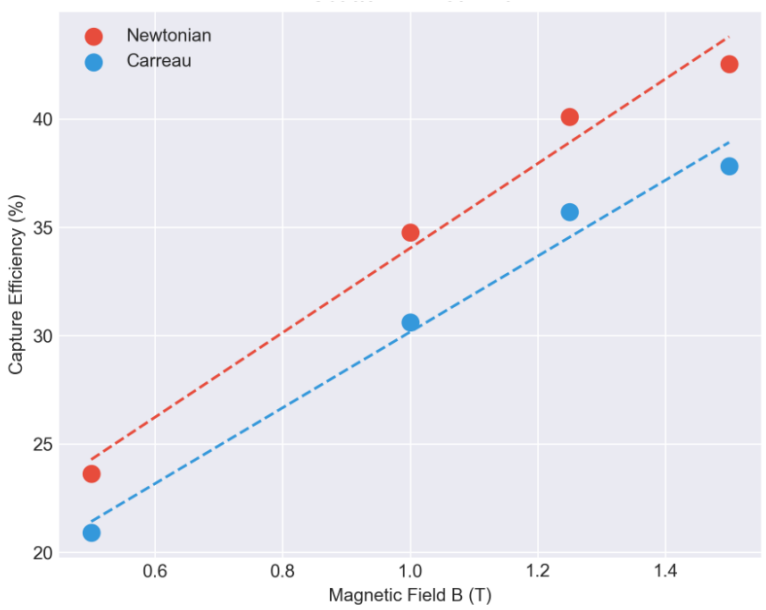
وجود این اختلاف قابل‌توجه در شدت میدان نشان‌دهنده گرادیان بالای میدان مغناطیسی در نزدیکی آهن‌ربا است که عامل اصلی ایجاد نیروی مغناطیسی بر ذرات می‌باشد. در نتیجه، ذرات مغناطیسی که در جریان حرکت می‌کنند هنگام عبور از این ناحیه تحت تأثیر میدان قوی‌تر قرار گرفته و تمایل بیش‌تری به انحراف از مسیر جریان و حرکت به سمت دیواره نزدیک به آهن‌ربا پیدا می‌کنند. بنابراین، ناحیه‌ای که میدان در آن حدود ۰/۸ تا ۱ تسلا است به‌عنوان محدوده اصلی اثرگذاری میدان مغناطیسی شناخته می‌شود و نقش مهمی در افزایش احتمال جذب و تجمع ذرات مغناطیسی در این بخش از رگ ایفا می‌کند [۱۵].

۳-۴- اثر پارامترهای مختلف بر درصد جذب نانوذرات

در این بخش، اثر پارامترهای مختلف بر روی درصد جذب نانوحامل‌هایی مغناطیسی دارو در محل تومور را بررسی می‌کنیم. برای این منظور، تنها نانوذرات حامل دارو که در محل تومور جذب می‌شوند در محاسبه درصد جذب لحاظ می‌شوند. به‌همین دلیل است که دارورسانی مغناطیسی یک روش بسیار دقیق و هدفمند در نظر گرفته می‌شود.

در بخش اول، به مقایسه اثر غیرنیوتنی در نظر گرفتن خون بر روی درصد جذب نانوذرات می‌پردازیم. برای این منظور، در میدان‌های مختلف (۰/۵، ۱، ۱/۲۵ و ۱/۵ تسلا) و قطر نانوذرات ۵۰۰ nm درصد جذب نانوذرات برای دو مدل ویسکوزیته خون را مقایسه می‌کنیم.

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]
[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]



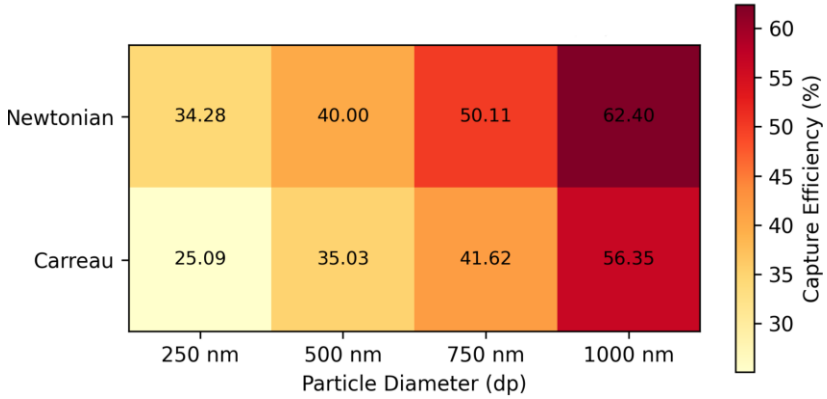
شکل-۶: مقایسه درصد جذب نانوذرات برای دو مدل ویسکوزینه خون در میدان‌های مختلف مغناطیسی و d_p =۵۰۰.

شکل (۶) تغییرات درصد جذب نانوذرات را بر حسب شدت میدان مغناطیسی برای دو مدل رئولوژیکی خون شامل مدل نیوتنی و مدل غیرنیوتنی کرو نشان می‌دهد. شدت میدان مغناطیسی در بازه ۰/۵ تا ۱/۵ تسلا تغییر داده شده است تا تأثیر نیروی مغناطیسی بر فرآیند جذب ذرات بررسی شود. براساس نتایج مشاهده می‌شود که با افزایش شدت میدان مغناطیسی، درصد جذب نانوذرات برای هر دو مدل به‌طور قابل‌توجهی افزایش می‌یابد. این رفتار قابل انتظار است زیرا افزایش میدان مغناطیسی موجب افزایش نیروی مغناطیسی وارد بر ذرات می‌شود و در نتیجه توانایی ذرات برای غلبه بر نیروهای هیدرودینامیکی و حرکت به سمت ناحیه جذب بیش‌تر می‌شود [۲۰ و۲۲].

در کم‌ترین شدت میدان مغناطیسی (B =۰/۵ T)، درصد جذب برای مدل نیوتنی حدود ۲۳/۶۲ درصد و برای مدل کرو حدود ۲۰/۹۱ درصد است. این اختلاف نشان می‌دهد که ویژگی‌های رئولوژیکی خون حتی در میدان‌های مغناطیسی ضعیف نیز می‌تواند بر رفتار انتقال و جذب ذرات تأثیر بگذارد. با افزایش میدان مغناطیسی به ۱ تسلا، راندمان جذب برای هر دو مدل به‌طور محسوسی افزایش می‌یابد. در این حالت مقدار آن برای مدل نیوتنی به حدود ۳۴/۷۷درصد و برای مدل کارو به حدود ۳۰/۶۱ درصد می‌رسد. این افزایش نشان‌دهنده نقش مهم نیروی مغناطیسی در بهبود فرآیند جذب نانوذرات در سیستم است. در میدان مغناطیسی ۱/۲۵ تسلا نیز روند افزایشی ادامه دارد، به‌طوری که درصد جذب برای مدل نیوتنی به حدود ۴۰/۱ درصد و برای مدل کارو به حدود ۳۵/۷۰ درصد می‌رسد. این نتایج بیانگر آن است که افزایش میدان مغناطیسی به‌طور مستقیم موجب افزایش احتمال جذب ذرات می‌شود. در بیش‌ترین شدت میدان مغناطیسی بررسی شده (B =۱/۵ T)، درصد جذب برای مدل نیوتنی حدود ۴۲/۵۴ درصد و برای مدل کارو حدود ۳۷/۸۳ درصد به‌دست آمده است. هرچند میزان افزایش نسبت به مرحله قبل کم‌تر است، اما هم‌چنان روند افزایشی راندمان جذب مشاهده می‌شود. نکته مهم دیگر این است که در تمامی مقادیر میدان مغناطیسی، مدل نیوتنی مقادیر بالاتری از راندمان جذب را نسبت به مدل کارو پیش‌بینی می‌کند. این اختلاف به رفتار غیرنیوتنی خون در مدل کارو مربوط می‌شود. در این مدل، ویسکوزیته سیال به نرخ برش وابسته است و این تغییرات ویسکوزیته می‌تواند بر تعادل بین نیروی درگ هیدرودینامیکی و نیروی مغناطیسی وارد بر ذرات تأثیر بگذارد. در نتیجه حرکت و جذب ذرات در مدل غیرنیوتنی کمی کم‌تر از حالتی است که سیال به‌صورت نیوتنی

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]
[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]

فرض شود. با وجود این اختلاف، روند تغییرات برای هر دو مدل تقریباً موازی است که نشان می‌دهد شدت میدان مغناطیسی عامل غالب در افزایش راندمان جذب است و اثرات رئولوژیکی بیش‌تر به صورت یک اختلاف ثابت بین نتایج دو مدل ظاهر می‌شود [۲۱].



شکل-۷: نقشه حرارتی اثر قطر بر روی درصد جذب برای مدل نیوتنی و غیرنیوتنی (کارو) در B =۱/۲۵ T.

شکل (۷) تغییرات درصد جذب نانوذرات را بر حسب قطر ذره (d_p) برای دو مدل رئولوژیکی خون، یعنی نیوتنی و کرو نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، با افزایش قطر ذرات از ۲۵۰ تا ۱۰۰۰ نانومتر، راندمان جذب برای هر دو مدل روندی کاملاً صعودی دارد. در قطرهای کوچک‌تر (۲۵۰ و ۵۰۰ نانومتر) میزان جذب نسبتاً پایین‌تر است؛ این موضوع به‌دلیل غلبه نیروهای هیدرودینامیکی نسبت به نیروی مغناطیسی بر روی ذرات کوچک‌تر است. نانوذرات کوچک‌تر جرم کم‌تر و در نتیجه نیروی مغناطیسی کم‌تری تجربه می‌کنند، بنابراین توانایی کم‌تری برای غلبه بر جریان خون و حرکت به سمت ناحیه مغناطیسی دارند. به‌طور مشخص در $d_p =$ ۲۵۰ nm، راندمان جذب برای مدل نیوتنی ۳۴/۲۸ درصد و برای مدل کرو ۲۵/۰۹ درصد است. با افزایش اندازه ذرات به $d_p =$ ۵۰۰ nm ، راندمان جذب به‌ترتیب به ۴۰ درصد و ۳۵/۰۳ درصد برای مدل‌های نیوتنی و کرو می‌رسد. این افزایش نشان‌دهنده نقش مثبت افزایش جرم و نیروی مغناطیسی بر احتمال جذب ذرات است. برای ذرات با قطرهای بزرگ‌تر (۷۵۰ و ۱۰۰۰ نانومتر)، روند افزایش جذب بسیار چشمگیرتر می‌شود. در $d_p =$ ۱۰۰۰ nm ، راندمان جذب برای مدل نیوتنی به مقدار قابل توجه ۶۲/۴۰ درصد و برای مدل کرو به ۵۶/۳۵ درصد می‌رسد. این نتایج حاکی از آن است که ذرات بزرگ‌تر به‌علت نیروی مغناطیسی قوی‌تر و احتمال برخورد بالاتر با دیواره، بسیار مؤثرتر جذب می‌شوند. افزون بر این، در تمامی قطرها مدل نیوتنی مقادیر بالاتری از راندمان جذب را نسبت به مدل کارو پیش‌بینی می‌کند. این اختلاف ناشی از رفتار برشی غیرخطی خون در مدل کارو است؛ زیرا در این مدل، با افزایش نرخ برش در اطراف ذرات، ویسکوزیته مؤثر کاهش یافته و تعادل بین نیروی مغناطیسی و نیروی درگ تغییر می‌کند. به‌همین علت جذب ذرات در مدل غیرنیوتنی همواره کمی کم‌تر از حالت نیوتنی است. به‌طورکلی، نتایج شکل (۷) بیانگر این نکته است که افزایش قطر ذرات نقش بسیار مؤثری در افزایش راندمان جذب دارد و این اثر حتی نسبت به تفاوت مدل‌های رئولوژیکی غالب‌تر است. با این‌حال، از منظر کاربردی باید توجه داشت که ذرات بزرگ‌تر ممکن است قابلیت نفوذ بیولوژیکی کم‌تری داشته باشند، لذا انتخاب بهینه اندازه ذره باید بر اساس موازنه بین راندمان جذب و الزامات زیست‌سازگاری انجام گیرد [۱۵ و ۲۳].

۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، فرآیند دارورسانی هدفمند مغناطیسی[۱] در یک شریان کاروتید واقعی بازسازی‌شده از تصاویر CT یک بیمار مبتلا به پلی‌سیتمی به‌صورت عددی مورد بررسی قرار گرفت. برای افزایش دقت فیزیکی مدل، رفتار رئولوژیکی خون با استفاده از مدل

[۱] Magnetic Drug Targeting

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]

[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]

غیرنیوتنی کارو شبیه‌سازی شد و نتایج آن با مدل نیوتنی مقایسه گردید. هم‌چنین مسیر حرکت نانوذرات تحت تأثیر نیروهای هیدرودینامیکی و میدان مغناطیسی خارجی رهگیری شد تا کارایی جذب ذرات در ناحیه هدف ارزیابی شود. نتایج نشان داد که در نظر گرفتن رفتار غیرنیوتنی خون تأثیر قابل‌توجهی بر میدان سرعت و دینامیک انتقال ذرات دارد. در مدل کارو، به‌دلیل رفتار برش‌رقیق‌شونده خون، بیشینه سرعت جریان نسبت به مدل نیوتنی افزایش یافته و به حدود ۱m/s رسید، در حالی‌که این مقدار در مدل نیوتنی حدود ۰/۹ m/s بود. این تفاوت در ویژگی‌های جریان، بر مسیر حرکت نانوذرات و در نهایت بر میزان جذب آن‌ها اثرگذار است. بررسی راندمان جذب نشان داد که با افزایش قطر نانوذرات، کارایی جذب به‌طور قابل‌توجهی در هر دو مدل افزایش می‌یابد. این نتایج نشان می‌دهد که اندازه ذرات یکی از پارامترهای کلیدی در بهبود کارایی دارورسانی مغناطیسی محسوب می‌شود. به‌طور کلی، یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهد که استفاده از مدل‌های ساده نیوتنی می‌تواند منجر به برآورد متفاوتی از عملکرد سامانه‌های دارورسانی مغناطیسی شود و در شرایط فیزیولوژیکی واقعی، به‌ویژه در بیماران مبتلا به اختلالات خونی مانند پلی‌سیتمی، در نظر گرفتن رفتار غیرنیوتنی خون برای پیش‌بینی دقیق‌تر انتقال و جذب نانوذرات ضروری است. علاوه براین، به‌کارگیری هندسه‌های بیمارمحور مبتنی بر داده‌های تصویربرداری پزشکی می‌تواند به ارائه پیش‌بینی‌های واقع‌بینانه‌تر از کارایی روش‌های درمانی هدفمند کمک کند. نتایج این تحقیق می‌تواند در طراحی بهینه سامانه‌های دارورسانی مغناطیسی، انتخاب اندازه مناسب نانوذرات و تعیین شرایط مناسب میدان مغناطیسی در بیماران پلی‌سیتمی برای افزایش تمرکز دارو در ناحیه توموری مورد استفاده قرار گیرد و گامی مؤثر در جهت توسعه روش‌های درمانی دقیق‌تر و کم‌عارضه‌تر در پزشکی شخصی‌سازی‌شده به شمار آید. بر این اساس، محدوده قطر ۷۵۰ تا ۱۰۰۰ نانومتر و شدت میدان ۱/۲۵ تا ۱/۵۰ تسلا را می‌توان به عنوان محدوده مؤثر میدان در هندسه و شرایط همودینامیکی بررسی شده پیشنهاد کرد. با این‌حال، این مقادیر به‌عنوان بهترین شرایط در محدوده پارامترهای شبیه‌سازی‌شده تفسیر می‌شوند و تعیین مقدار بهینه نهایی مستلزم بررسی هم‌زمان زیست‌سازگاری، پایداری کلوئیدی، خطر تجمع ذرات، ایمنی میدان مغناطیسی و اعتبارسنجی در نمونه‌های بیش‌تر است.

فهرست علائم

حروف انگلیسی			
نماد (واحد)	**تعریف**	**نماد (واحد)**	**تعریف**
B (T)	شدت میدان مغناطیسی	$CE(\%)$	راندمان جذب نانوذرات
F_m(N)	نیروی مغناطیسی وارد بر ذره	m_p(kg)	پارامتر عملکرد ترموهیدرولیکی
F_d(N)	نیروی درگ هیدرودینامیکی	V (m^3)	حجم ذره
d_p(nm)	قطر نانوذره	U_{max} (m/s)	معیار ارزیابی عملکرد
Re	عدد رینولدز	t(s)	زمان
u(m/s)	سرعت جریان خون	x, y, z(m)	مختصات فضایی
P (Pa)	فشار سیال		
حروف یونانی			
μ_0	ویسکوزیته در نرخ برش صفر	ρ	چگالی خون
μ	ویسکوزیته دینامیکی خون	μ_∞	کسر حجمی نانوذرات
λ	ثابت زمانی	χ	حساسیت مغناطیسی ذره
$\dot{\gamma}$	نرخ برشی		

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]

[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]

مراجع

[1] Siegel, R. L., Giaquinto, A. N., & Jemal, A., Cancer statistics, 2024. CA: A Cancer Journal for Clinicians, 74(1) (2024), 12–49.

[2] Devlin, E. J., Denson, L. A., & Whitford, H. S., Cancer treatment and management. Journal of Clinical Oncology, 35(8) (2017), 1050–1062.

[3] Mazzotti, A., Caletti, M. T., Brodosi, L., et al., Systemic toxicity in cancer therapies. Oncology Reviews, 6(1) (2012), Article e12.

[4] Wang, Y., Chen, J., Smith, A. R., & Zhang, L., Recent advances in targeted nanotherapeutics: Strategies to maximize tumor accumulation and minimize systemic toxicity. Advanced Drug Delivery Reviews, 215 (2026), 115201.

[5] Ciftci, M., Ozdemir, N., & Singh, R., Magnetic nanoparticle mediated drug delivery in cancer therapy. Nanomedicine, 20(4) (2025), 450–468.

[6] Materón, E. M., Miyazaki, C. M., & Carr, O., Magnetic nanocarriers for targeted drug delivery. Journal of Nanobiotechnology, 19(1) (2021), Article 203.

[7] Patel, D., Kell, A., & Simard, B., Iron oxide nanoparticles for biomedical applications. Advanced Drug Delivery Reviews, 196 (2023), Article 114800.

[8] Furlani, E. P., & Furlani, M., A model for predicting magnetic particle capture in microvasculature. Journal of Magnetism and Magnetic Materials, 312(2) (2007), 263–270.

[9] Sharma, S., Katiyar, V. K., & Agrawal, A. K., Magnetic drug targeting in microvessels: Effect of magnet arrangement. Journal of Magnetism and Magnetic Materials, 393 (2015), 46–56.

[10] Agiotis, L., Theodorakakos, A., & Drikakis, D., Magnetic nanoparticle transport in curved blood vessels. Physics of Fluids, 26(11) (2014), Article 112002.

[11] Bose, S., & Banerjee, R., Particle capture dynamics in stenosed and bifurcated vessels under magnetic targeting. Chemical Engineering Science, 122 (2015), 25–35.

[12] Fanelli, A., et al., Effects of non-Newtonian blood rheology on nanoparticle transport. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 21(3) (2022), 855–870.

[13] Habibi, M., et al., Non-Newtonian modeling of blood flow for nanoparticle transport. International Journal of Heat and Fluid Flow, 38 (2012), 110–118.

[14] Barnsley, L. C., et al., Three-dimensional analysis of magnetic drug targeting. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 63(5) (2016), 1063–1074.

[15] Ranjbari, M., et al., Numerical investigation of magnetic drug targeting in vascular flows. Biomedical Engineering Online, 22(1) (2023), Article 45.

[16] Spivak, J. L., Polycythemia and its effects on blood viscosity and circulation. Blood Reviews, 31(6) (2017), 405–412.

[17] Arasu, S., et al., Hemodynamics of carotid artery bifurcation and plaque formation. Journal of Biomechanics, 120 (2021), Article 110321.

[18] Abhilash, R., et al., Influence of patient-specific carotid geometry on hemodynamics. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 23(1) (2024), 145–160.

[19] Aryan, H., et al., Numerical investigation of magnetic drug targeting in a carotid artery bifurcation model. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 25(10) (2022), 1120–1135.

[20] Mahmoodpour, M., Ashjaee, M., & Goharkhah, M., A three-dimensional numerical investigation on trajectories and capture of magnetic drug carrier nanoparticles in a Y-shaped vessel. Journal of Drug Delivery Science and Technology, 61 (2021), Article 102207.

[21] Abdollahzadeh Jamalabadi, M. Y., et al. Modeling and analysis of biomagnetic blood Carreau fluid flow through a stenosis artery with magnetic heat transfer: A transient study. PLoS One, 13(2) (2018), Article e0192138.

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]

[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]

[22] Aminian, S., Najafi, M., Saadat, H., & Ashjaee, M., Computational study of Halbach-array-driven magnetic targeting for aortic tumor using non-Newtonian blood flow models. Computers in Biology and Medicine, 195 (2025), Article 110580.
[23] Koosha, N., et al., Three-dimensional investigation of capture efficiency of carrier particles in a Y-shaped vessel considering non-Newtonian models. Journal of Magnetism and Magnetic Materials, 564 (2022), Article 170130.

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]

[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]

Three-dimensional numerical analysis of the efficiency of drug-carrying nanoparticles uptake in non-Newtonian blood flow (Case study: polycythemia patients)

Rasoul Karimi Takrami[1], Mehdi Borji Bodaghi[1,*], Kourosh Javaherdeh[2]

[1] Department of Mechanical Engineering, La.C., Islamic Azad University, Lahijan, Iran
[2] Faculty of Mechanical Engineering, University of Guilan, Rasht, Iran

Received: Spring 2026 Accepted: Spring 2026

Abstract

Magnetic targeted drug delivery (MDT) is a promising method to increase drug concentration in the tumor area and reduce the side effects of systemic therapies. However, the efficiency of this method is directly affected by blood rheology, actual vessel geometry, patient hemodynamic conditions, and magnetic field characteristics. In this study, the transport and uptake of drug-carrying nanoparticles in a realistic 3D model of the carotid artery of a patient with cancer and polycythemia was numerically investigated, taking into account the effect of non-Newtonian blood behavior. The main innovation of this study is the simultaneous combination of the realistic 3D geometry of the patient based on CT images, non-Newtonian blood modeling, investigation of hemodynamic conditions related to polycythemia, and analysis of nanoparticle uptake under an external magnetic field. The vessel geometry was reconstructed from CT scan data, and the blood flow was simulated using the continuity and Navier-Stokes equations. The Crow model was used to describe the non-Newtonian blood behavior, and the Newtonian model was used for comparison. The trajectory of the nanoparticles was tracked by applying dominant forces including hydrodynamic drag and magnetic force, and the uptake efficiency was defined as the ratio of particles adsorbed at the target site to the total number of injected particles. The validation results showed that the present model with reference data has an average relative error of about 2.8% and a maximum error of less than 3.5%. It was also found that the maximum velocity in the Crow model is about 1 m/s and in the Newtonian model is about 0.9 m/s, which is due to the shear-thinning behavior of blood in the non-Newtonian model. In terms of absorption performance, with increasing particle diameter, the absorption efficiency in both models showed a significant increase; so that for 500 nm particles, the absorption efficiency increased from 35.03% in the Crow model to 40% in the Newtonian model and for 1000 nm particles from 56.35% to 62.40%; a subject that has not been investigated in an integrated manner in many previous studies. The results showed that this method has high potential in the treatment of cancer patients in patients with polycythemia.

Keywords: Graphene nanoparticles, Shell-and-tube heat exchanger, Thermo-hydraulic analysis, Heat transfer, Finite element.

[*]Corresponding author**:** Borji.Mehdi@iau.ac.ir

Cite this article as: Rasoul Karimi Takrami, Mehdi Borji Bodaghi, Kourosh Javaherdeh. Three-dimensional numerical analysis of the efficiency of drug-carrying nanoparticles uptake in non-Newtonian blood flow (Case study: polycythemia patients) . **Journal of Energy Conversion, 2026, 13(1), 93-107**.

[Downloaded from jeed.dezful.iau.ir on 2026-11-06]

[DOI: 10.82377/jeed.2026.2.572]