



تحلیل عددی سه بعدی کارایی جذب نانوذرات حامل دارو در جریان خون غیرنیوتنی

(مطالعه موردی: بیماران پلی سیتی)

رسول کریمی تکریمی^{۱*}، مهدی برجی بداغی^۲، کورش جواهرده^۳

^۱ 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 روش های امیدبخش برای افزایش تمرکز دارو در ناحیه توموری و کاهش اثرات جانبی درمان های سیستمیک است. با این حال، کارایی این روش به طور 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 سه بعدی واقعی از شریان کاروتید بیمار مبتلا به سرطان و پلی سیتی، با در نظر گرفتن اثر رفتار غیرنیوتنی خون، به صورت عددی بررسی شده است. نوآوری اصلی این پژوهش در ترکیب هم زمان هندسه سه بعدی واقعی بیمار مبتنی بر تصاویر سی تی، مدل سازی غیرنیوتنی خون، بررسی شرایط همودینامیکی مرتبط با پلی سیتی و تحلیل جذب نانوذرات تحت میدان مغناطیسی خارجی است. هندسه رگ از داده های سی تی اسکن بازسازی شد و جریان خون با استفاده از معادلات پیوستگی و ناویر-استوکس شبیه سازی 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 هیدرو دینامیکی و نیروی مغناطیسی رهگیری شد و راندمان جذب به صورت نسبت ذرات جذب شده در محل هدف به تعداد کل ذرات تزریق شده تعریف گردید. نتایج اعتبارسنجی نشان داد که مدل حاضر با داده های مرجع، میانگین خطای نسبی حدود ۲/۸ درصد و حداکثر خطای کم تر از ۲/۵ درصد دارد. هم چنین مشخص شد که بیشینه سرعت در مدل کرو حدود ۱ m/s و در مدل نیوتنی حدود ۰/۹ m/s است که ناشی از رفتار برش رقیق شونده خون در مدل غیرنیوتنی است. از نظر عملکرد جذب، با افزایش قطر ذرات، راندمان جذب در هر دو مدل افزایش قابل توجهی نشان داد؛ به طوری که 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 به صورت یکپارچه بررسی نشده است. نتایج نشان دادند که این روش پتانسیل بالایی در درمان بیماران سرطان در بیماران دارای پلی سیتی دارد.

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

* عهده دار مکاتبات: Borji.Mehdi@iau.ac.ir

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

۱- مقدمه

امروزه سرطان یکی از مهم ترین چالش های نظام سلامت در سراسر جهان به شمار می رود و هم چنان از علل اصلی مرگ و میر در بسیاری از کشورها محسوب می شود. گزارش های اپیدمیولوژیک نشان می دهد که بروز این بیماری در سال های اخیر روندی افزایشی داشته و سالانه میلیون ها مورد جدید در سطح جهان گزارش می شود [۱]. با وجود پیشرفت های قابل توجه در روش های تشخیصی و درمانی، درمان مؤثر و ایمن سرطان هم چنان یکی از دغدغه های اساسی در حوزه علوم پزشکی و مهندسی زیست پزشکی است. در حال حاضر روش های متداول درمان سرطان شامل جراحی، شیمی درمانی، پرتودرمانی و در برخی موارد هورمون درمانی هستند [۲]. هرچند این روش ها در بسیاری از موارد می توانند موجب کنترل یا کاهش رشد تومور شوند، اما محدودیت ها و عوارض جانبی قابل توجهی نیز دارند. برای مثال، جراحی یک روش تهاجمی محسوب می شود و در برخی موارد به دلیل محل تومور یا وضعیت بیمار امکان پذیر نیست. از سوی دیگر، شیمی درمانی و پرتودرمانی معمولاً از اختصاصیت کافی برای سلول های سرطانی برخوردار نیستند و می توانند به بافت های سالم نیز آسیب وارد کنند که این امر منجر به بروز عوارض جانبی متعددی در بیماران می شود [۳]. به همین دلیل توسعه روش هایی که بتوانند دارو را به صورت هدفمند به محل تومور منتقل کنند و در عین حال اثرات سیستمیک دارو را کاهش دهند، مورد توجه گسترده پژوهشگران قرار گرفته است [۴].

در این میان، دارورسانی هدفمند با استفاده از نانوذرات مغناطیسی به عنوان یکی از روش های نوین در درمان سرطان مطرح شده است. در روش دارورسانی مغناطیسی^۱ (MDT)، دارو به نانوذرات سوپراپارامغناطیس متصل شده و سپس با استفاده از میدان مغناطیسی خارجی به سمت ناحیه هدف هدایت می شود. این رویکرد می تواند باعث افزایش غلظت موضعی دارو در محل تومور و در نتیجه کاهش دوز مورد نیاز و سمیت سیستمیک دارو شود [۵ و ۶]. نانوذرات مغناطیسی مورد استفاده در این روش معمولاً دارای هسته هایی از جنس اکسید آهن مانند مگنتیت (Fe_3O_4) یا مگهمیت ($\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$) هستند که به دلیل ویژگی های مغناطیسی مناسب و زیست سازگاری بالا کاربرد گسترده ای در سیستم های دارورسانی دارند. هم چنین برای افزایش پایداری، جلوگیری از تجمع ذرات و بهبود زیست سازگاری، سطح این نانوذرات معمولاً با پلیمرهای زیست سازگار مانند دکستران یا سایر پوشش های پلیمری پوشانده می شود [۷]. در دو دهه گذشته، مطالعات متعددی به بررسی رفتار نانوذرات مغناطیسی در جریان خون و کارایی روش دارورسانی مغناطیسی پرداخته اند. یکی از نخستین مطالعات تحلیلی در این زمینه توسط فورلانی و فورلانی^۲ انجام شد که در آن یک چارچوب نظری برای پیش بینی مسیر حرکت ذرات مغناطیسی در جریان خون ارائه شد. نتایج این مطالعه نشان داد که مسیر حرکت ذرات و میزان رسوب آن ها در دیواره رگ به پارامترهایی مانند شدت میدان مغناطیسی، اندازه ذره و سرعت جریان خون وابسته است [۸]. در ادامه، شارما^۳ و همکاران با بررسی اثر آرایش آهنرباهای دائمی اطراف رگ های میکروسکوپی نشان دادند که نحوه قرارگیری آهنرباها می تواند تأثیر قابل توجهی بر کارایی جذب یا به دام افتادن ذرات داشته باشد [۹]. هم چنین آگیوتیس^۴ و همکاران با مطالعه انتقال ذرات در رگ های خمیده نشان دادند که هندسه رگ و توزیع میدان مغناطیسی می تواند الگوی رسوب نانوذرات را به طور قابل توجهی تغییر دهد [۱۰]. در مطالعات بعدی، بوز و بنجری^۵ به بررسی دینامیک گیراندازی نانوذرات در رگ های تنگ شده و منشعب پرداختند. نتایج پژوهش آن ها نشان داد که برهم کنش 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 ویژگی های رئولوژیکی خون را نیز در مدل سازی دارورسانی مغناطیسی مورد بررسی قرار داده اند. برای مثال فانلی^۶ و همکاران [۱۲] نشان دادند که رفتار غیرنیوتنی خون می تواند مسیر حرکت نانوذرات و الگوی توزیع آن ها را در رگ ها تغییر دهد، به ویژه در نواحی با نرخ برش پایین که

^۱ Magnetic Drug Targeting

^۲ Furlani

^۳ Sharma

^۴ Agiotis

^۵ Bose and Banerjee

^۶ Fanelli

تغییرات ویسکوزیته خون بیش تر است. در همین راستا، حبیبی و همکاران [۱۳] نیز با استفاده از مدل های غیرنیوتنی نشان دادند که در نظر گرفتن وابستگی ویسکوزیته به نرخ برش می تواند پیش بینی دقیق تری از انتقال ذرات در سیستم عروقی ارائه دهد. مطالعات جدیدتر نیز با استفاده از مدل های سه بعدی و میدان های مغناطیسی غیریکنواخت نشان داده اند که در شرایط واقعی عروقی، پارامترهایی مانند اندازه ذره، شدت میدان مغناطیسی و سرعت جریان خون از مهم ترین عوامل تعیین کننده کارایی جذب ذرات هستند [۱۴ و ۱۵]. یکی از عوامل مهمی که می تواند رفتار جریان خون و انتقال ذرات در سیستم عروقی را تحت تأثیر قرار دهد، ویژگی های رئولوژیکی خون است. خون یک سیال پیچیده و غیرنیوتنی محسوب می شود که ویسکوزیته آن به نرخ برش وابسته است. در بسیاری از بیماری ها، این ویژگی های رئولوژیکی دچار تغییر می شوند و می توانند الگوی جریان خون و نیروهای وارد بر ذرات را تغییر دهند. یکی از این اختلالات، پلی سیتی است که با افزایش تعداد گلبول های قرمز و در نتیجه افزایش هماتوکریت همراه است. افزایش هماتوکریت موجب افزایش ویسکوزیته خون شده و می تواند مقاومت جریان و تنش های برشی در دیواره رگ ها را تغییر دهد [۱۶]. این تغییرات همودینامیکی می توانند بر حرکت و رسوب نانوذرات حامل دارو در سیستم عروقی تأثیرگذار باشند و در نتیجه عملکرد سیستم های 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 به دلیل ویژگی های هندسی و همودینامیکی خاص خود توجه بسیاری از پژوهشگران را به خود جلب کرده است. این شریان یکی از مهم ترین عروق تأمین کننده خون مغز است و به دلیل وجود ناحیه انشعاب و تغییرات قابل توجه در میدان جریان، مستعد بروز پدیده هایی مانند تشکیل پلاک های آترواسکلروتیکی است [۱۷]. مطالعات متعددی نشان داده اند که هندسه شریان کاروتید، به ویژه زاویه انشعاب و نسبت سطح مقطع شاخه ها، می تواند الگوی جریان خون و توزیع تنش برشی دیواره را به طور قابل توجهی تحت تأثیر قرار دهد. برای مثال آبیلاش^۱ و همکاران با استفاده از مدل های مبتنی بر تصاویر پزشکی نشان دادند که ویژگی های هندسی شریان کاروتید مانند پیچیدگی مسیر و نسبت سطح مقطع شاخه ها نقش مهمی در تعیین رژیم جریان و توزیع تنش برشی دارند [۱۸]. همچنین آریان و همکاران [۱۹] با استفاده از یک مدل سه بعدی مبتنی بر تصاویر CT و روش عددی اویلری-لاگرانژی به بررسی دارورسانی مغناطیسی در ناحیه انشعاب کاروتید پرداختند. نتایج مطالعه آن ها نشان داد که موقعیت مناسب آهن ربا می تواند انتقال ذرات به شاخه هدف را افزایش داده و در عین حال ورود ناخواسته ذرات به شاخه های دیگر را کاهش دهد. با وجود پیشرفت های قابل توجه در این زمینه، هنوز چالش های مهمی در مدل سازی و بهینه سازی دارورسانی مغناطیسی وجود دارد. بسیاری از مطالعات پیشین یا بر هندسه های ساده شده عروقی تمرکز داشته اند یا اثر بیماری های هماتولوژیک بر رفتار جریان خون را در نظر نگرفته اند. در حالی که در شرایط واقعی بدن، عواملی مانند تغییرات رئولوژیکی خون ناشی از بیماری هایی نظیر پلی سیتی می تواند تأثیر قابل توجهی بر همودینامیک جریان و در نتیجه بر انتقال و رسوب نانوذرات داشته باشند. علاوه بر این، استفاده هم زمان از هندسه های اختصاصی بیمار، مدل های دقیق رئولوژیکی خون و میدان های مغناطیسی خارجی هنوز در بسیاری از مطالعات به طور جامع بررسی نشده است. از این رو، بررسی هم زمان اثر ویسکوزیته افزایش یافته خون، رفتار غیرنیوتنی جریان و ویژگی های هندسی واقعی شریان کاروتید بر انتقال و جذب نانوذرات حامل دارو می تواند درک عمیق تری از عملکرد سیستم های دارورسانی مغناطیسی فراهم کند و به بهینه سازی این روش در کاربردهای بالینی کمک نماید.

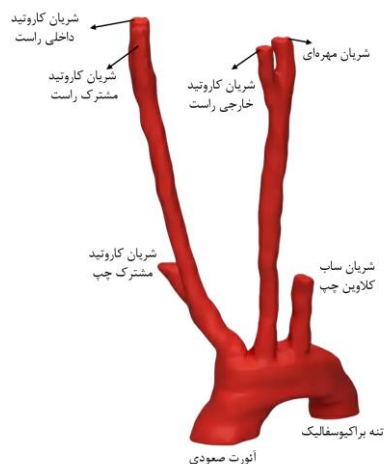
بر همین اساس، در پژوهش حاضر تلاش شده است با استفاده از یک مدل عددی سه بعدی از شریان کاروتید و در نظر گرفتن رفتار غیرنیوتنی خون، اثر افزایش ویسکوزیته ناشی از پلی سیتی بر انتقال و جذب نانوذرات حامل دارو در حضور میدان مغناطیسی خارجی مورد بررسی قرار گیرد. این مطالعه می تواند گامی در جهت درک بهتر برهم کنش میان عوامل همودینامیکی، رئولوژیکی و مغناطیسی در سیستم های دارورسانی هدفمند محسوب شود.

^۱ Abhilash

۲- روش حل

۲-۱- استخراج هندسه

به منظور بررسی دقیق همودینامیک عروقی، هندسه شریان کاروتید بیمار با استفاده از داده های سی تی اسکن و به صورت سه بعدی بازسازی گردید. بیمار مورد مطالعه در این پژوهش، فردی مبتلا به سرطان و عارضه پلی سیتی (پرخونی) بود. از آنجایی که پلی سیتی موجب افزایش غیرطبیعی سطح هماتوکریت خون می شود، ویسکوزیته (گرانروی) خون به شدت بالا می رود؛ پدیده ای که انتظار می رود الگوهای جریان خون و تنش های برشی دیواره عروق را به طور قابل توجهی دستخوش تغییر کند و از این رو، مدل سازی دقیق آن امری حیاتی است. فرآیند قطعه بندی^۱ هندسه و ساخت مدل سه بعدی در محیط نرم افزار میمیکس^۲ صورت گرفت. برای جداسازی دقیق لومن عروق از بافت های پیرامونی، از آستانه گذاری بر اساس واحد هانسفیلد^۳ (HU) در ترکیب با تکنیک های رشد ناحیه ای و تصحیحات دستی استفاده شد تا مدل نهایی، بالاترین تطابق آناتومیک را داشته باشد. در نهایت، با ادغام تمامی سطوح استخراج شده، یک ساختار یکپارچه از دوشاخه کاروتید به دست آمد (شکل ۱).



شکل-۱: هندسه سه بعدی استخراج شده از تصاویر سی تی اسکن بیمار.

برای انجام محاسبات سیالاتی، مدل نهایی به ۸ دامنه محاسباتی مجزا تقسیم بندی شد که هر کدام بیانگر یک بخش فیزیولوژیک از سیستم عروقی هستند. مساحت سطح مقطع هر یک از این دامنه ها استخراج گردید تا به عنوان شرایط مرزی و ورودی های کمی در شبیه سازی های همودینامیکی مورد استفاده قرار گیرد.

۲-۲- معادلات حاکم

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

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

^۱ Segmentation

^۲ MIMICS

^۳ Hounsfield unit

Commented [WU1]: اضافه شدن حرف اضافه «و» در انتهای کلمه

Commented [sa2R1]: با تشکر از کامنت داور محترم، اصلاح شد.

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

که در آن ρ_b ، μ_b و p به ترتیب سرعت، چگالی، ویسکوزیته و فشار خون هستند. برای مدل کردن خاصیت غیرنیوتنی بودن خون از مدل کرو^۱ به صورت زیر استفاده گردید [۲۱]:

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}} \quad (3)$$

که در آن μ_0 و μ_{∞} به ترتیب ویسکوزیته خون در حد نرخ برش صفر و نرخ برش بسیار بالا هستند. همچنین، $\lambda = 3/131$ s و $n = 3/568$.
 n = به ترتیب ثابت زمانی و شاخص توانی هستند. برای محاسبه میدان مغناطیسی تولید شده توسط آهن ربای استوانه‌ای مورد استفاده در پژوهش حاضر (با قطر ۴cm و طول ۱۲cm) از روابط زیر استفاده می‌شود:

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (4)$$

$$\nabla \times \vec{H} = 0 \quad (5)$$

$$\vec{B} = \mu_0 (\vec{M} + \vec{H}) \quad (6)$$

در این روابط، B ، H و M به ترتیب 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]:

$$\Sigma \vec{F} = \frac{d\vec{u}_p}{dt} \quad (7)$$

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 به دست می‌آید [۲۲]:

$$\vec{F}_D = -m_p \frac{18\mu C_D Re_p}{\rho_p d_p^2 24} (\vec{u}_p - \vec{u}_b) \quad (8)$$

$$C_D = a_1 + \frac{a_2}{Re_p} + \frac{a_3}{Re_p^2} \quad (9)$$

$$Re_p = \frac{\rho |\vec{u}_b - \vec{u}_p| d_p}{\mu} \quad (10)$$

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]:

$$\vec{F}_M = \begin{cases} \frac{\pi d_p^3}{6} \mu_0 \frac{\chi_{eff}}{2} \nabla \vec{H}^2 & H < M_{sat} / \chi_{eff} \\ \frac{\pi d_p^3}{6} \mu_0 M_{sat} \nabla H & H \geq M_{sat} / \chi_{eff} \end{cases} \quad (11)$$

^۱ Carreau

Commented [WU3]: عبارت ناقص و نامفهوم است!!!

Commented [sa4R3]: با تشکر از داور گرامی. اصلاح گردید.

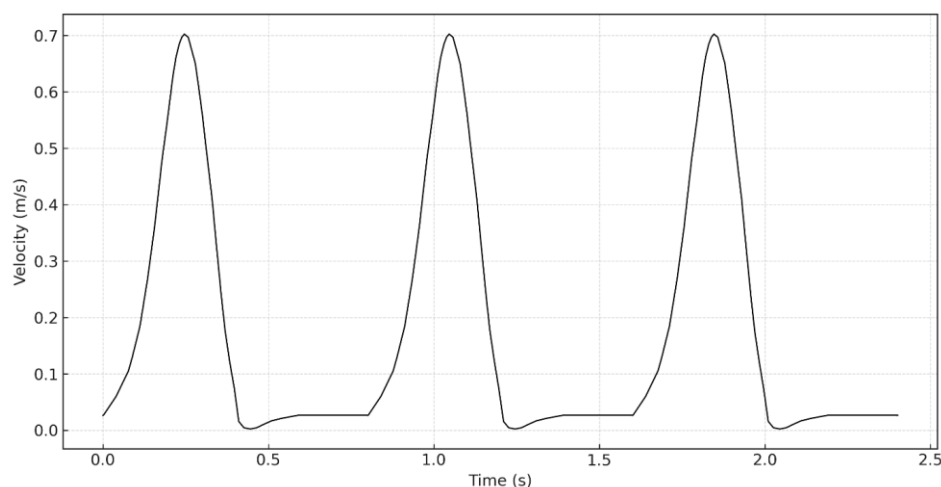
نهایتاً، درصد جذب نانوذرات با استفاده از رابطه زیر محاسبه می شود [۲۲]:

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

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

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 جداره های رگ شرط عدم لغزش لحاظ شد. همچنین، از برهم کنش ذره-ذره به دلیل اثر پایین آن ها صرف نظر شد. در رابطه با میدان مغناطیسی، در مرزهای خارجی پتانسیل اسکالر مغناطیسی برابر صفر در نظر گرفته شد و مغناطش همگون فرض شد. در خروجی ها فرض شد که سیال به فشار اتمسفر تخلیه می شود و برای سرعت خون نیز از پروفیل سرعت واقعی بیمار به صورت پالسی استفاده شد (شکل ۲).



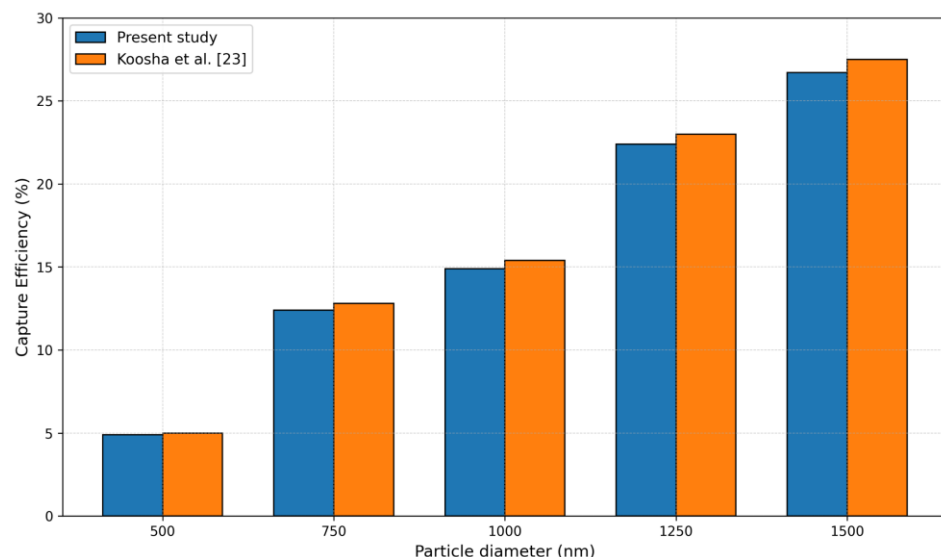
شکل-۲: پروفیل پالسی سرعت خون.

۳- نتایج

۳-۱- اعتبارسنجی

به منظور بررسی صحت و دقت مدل عددی توسعه یافته در این پژوهش، نتایج حاصل از شبیه سازی برای کارایی جذب ذرات در محدوده قطرهای ۵۰۰ تا ۱۵۰۰ نانومتر با داده های 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 در نظر گرفته شده است تا امکان ارزیابی مستقیم و معتبر فراهم شود. نمودار مقایسه نشان می دهد که روند تغییرات دو مجموعه داده کاملاً مشابه است و با افزایش اندازه ذرات، بازده جذب به صورت یکنواخت افزایش می یابد. مقادیر به دست آمده از مدل حاضر در سراسر بازه مورد بررسی تطابق بسیار خوبی با داده های مرجع دارند. بر اساس محاسبات، میانگین خطای نسبی بین نتایج این تحقیق و داده های کوشا و همکاران [۲۳] برابر با حدود ۲/۸٪ است و در تمامی نقاط بررسی شده، خطا کمتر از ۳/۵٪ باقی مانده است. چنین مقدار خطایی نشان دهنده اعتبار بالا و دقت کافی مدل

عددی توسعه یافته در پیش بینی رفتار ذرات و عملکرد سیستم جمع آوری الکترواستاتیکی است. در مجموع می توان نتیجه گرفت که مدل فیزیکی، فرضیات جریان، و روش عددی استفاده شده در این تحقیق از صحت مناسبی برخوردارند و می توان از مدل ارائه شده 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].

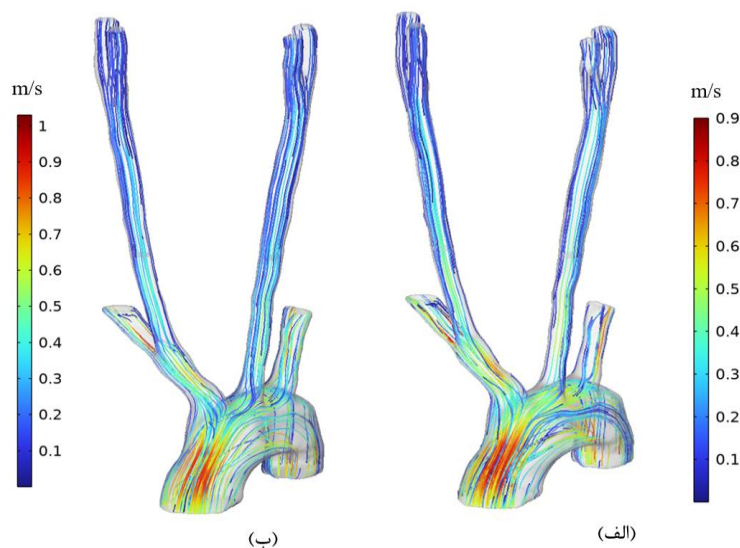
۲-۲- خطوط جریان

شکل (۴) توزیع میدان سرعت و خطوط جریان را در هندسه انشعابی نشان می دهد. 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 می دهد؛ به طوری که رنگ های آبی بیانگر سرعت های کم و رنگ های زرد تا قرمز نشان دهنده نواحی با سرعت بالا هستند. در هر دو حالت، بیش ترین سرعت در ناحیه ورودی و در مسیر اصلی جریان مشاهده می شود و با حرکت سیال به سمت شاخه های بالادست، به دلیل افزایش سطح مقطع مؤثر و توزیع جریان در شاخه های متعدد، مقدار سرعت به تدریج کاهش می یابد. تمرکز نواحی با سرعت بالا در قسمت خمیده پایین هندسه قابل مشاهده است که ناشی از اثر انحنا می باشد و تمرکز خطوط جریان در سمت داخلی خم است. این پدیده سبب افزایش گرادین سرعت و در نتیجه تشکیل ناحیه ای با سرعت بیش تر در این قسمت شده است.

در حالت سیال نیوتنی (الف)، توزیع سرعت نسبتاً یکنواخت تر در طول مجرا مشاهده می شود 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 0.19 m/s گزارش شده است و خطوط جریان مسیر نسبتاً منظمی را در طول شاخه ها دنبال می کنند. در مقابل، در حالت سیال غیرنیوتنی با مدل کرو (ب)، رفتار برش رقیق شونده^۱ باعث ایجاد تفاوت هایی در توزیع سرعت می شود. در این مدل، با افزایش نرخ برش در نواحی مرکزی جریان، ویسکوزیته مؤثر سیال کاهش یافته و در نتیجه سیال با مقاومت کمتری حرکت می کند. این پدیده باعث افزایش نسبی سرعت در نواحی با گرادین سرعت بالا می شود.

^۱ shear-thinning

به طوری که بیشینه سرعت در این حالت به حدود 1 m/s می رسد. در مقابل، در نزدیکی دیوارها که نرخ برش کم تر است، ویسکوزیته مؤثر افزایش یافته و در نتیجه سرعت کاهش می یابد. این رفتار موجب تقویت پروفیل سرعت و تمرکز بیش تر جریان در ناحیه مرکزی مجرا می شود [۲۲ و ۲۳].

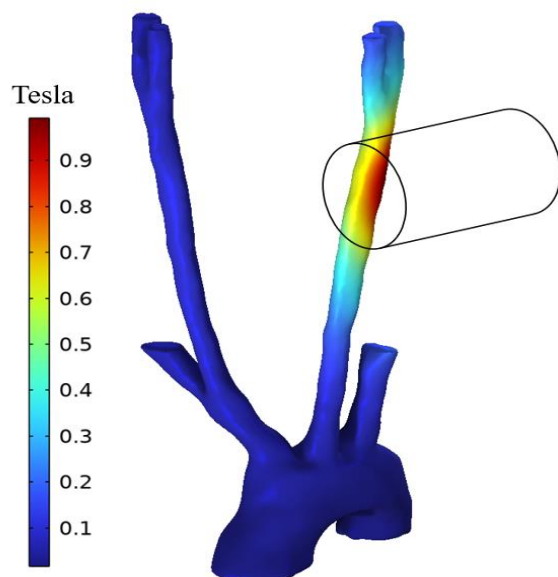


شکل-۴: مقایسه خطوط جریان خون درون هندسه برای (الف) مدل نیوتنی و (ب) مدل غیرنیوتنی کرو.

همچنین در نواحی انشعاب، تفاوت بین دو مدل سیالی آشکارتر می شود. در حالت غیرنیوتنی، به دلیل تغییرات ویسکوزیته با نرخ برش، توزیع جریان بین شاخه ها کمی متفاوت بوده و تمرکز خطوط جریان در مسیرهای با مقاومت هیدرودینامیکی کم تر مشاهده می شود. این موضوع می تواند بر الگوی انتقال ذرات و همچنین بر توزیع تنش برشی در دیوارها تأثیرگذار باشد.

۳-۳- میدان مغناطیسی

شکل (۵) توزیع میدان مغناطیسی ایجاد شده توسط آهن ربای دائمی را در اطراف هندسه انشعابی نشان می دهد. مقیاس رنگی شدت میدان را بر حسب تسلا نمایش می دهد که مقدار آن از حدود 0.1 T در نواحی دور از آهن ربا تا حدود 1 T در نزدیکی محل قرارگیری آهن ربا تغییر می کند. همان طور که در شکل مشخص است، بیش ترین شدت میدان در شاخه مجاور آهن ربا و در ناحیه مشخص شده ایجاد شده است که در آن مقدار میدان در محدوده تقریبی 0.8 تا 1 تسلا قرار دارد. با افزایش فاصله از این ناحیه، شدت میدان به سرعت کاهش یافته و در بیش تر بخش های هندسه مقدار آن به حدود 0.1 تا 0.2 تسلا می رسد.



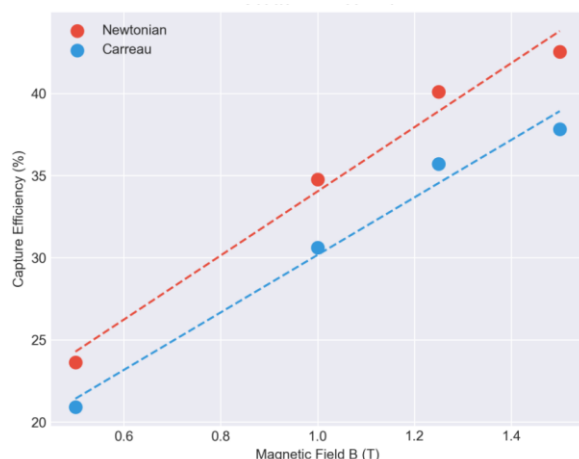
شکل-۵: میدان مغناطیسی تولید شده توسط آهن ربا (بیشینه ۱T در مرکز رگ)

وجود این اختلاف قابل توجه در شدت میدان نشان دهنده گرادیان بالای میدان مغناطیسی در نزدیکی آهن ربا است که عامل اصلی ایجاد نیروی مغناطیسی بر ذرات می باشد. در نتیجه، ذرات مغناطیسی که در جریان حرکت می کنند هنگام عبور از این ناحیه تحت تأثیر میدان قوی تر قرار گرفته و تمایل بیشتری به انحراف از مسیر جریان و حرکت به سمت دیواره نزدیک به آهن ربا پیدا می کنند. بنابراین، ناحیه ای که میدان در آن حدود ۰/۸ تا ۱ تسلا است به عنوان محدوده اصلی اثرگذاری میدان مغناطیسی شناخته می شود و نقش مهمی در افزایش احتمال جذب و تجمع ذرات مغناطیسی در این بخش از رگ ایفا می کند [۱۵].

۳-۴- اثر پارامترهای مختلف بر درصد جذب نانوذرات

در این بخش، اثر پارامترهای مختلف بر روی درصد جذب نانوحامل هایی مغناطیسی دارو در محل تومور را بررسی می کنیم. برای این منظور، تنها نانوذرات حامل دارو که در محل تومور جذب می شوند در محاسبه درصد جذب لحاظ می شوند. به همین دلیل است که دارورسانی مغناطیسی یک روش بسیار دقیق و هدفمند در نظر گرفته می شود.

در بخش اول، به مقایسه اثر غیرنیوتنی در نظر گرفتن خون بر روی درصد جذب نانوذرات می پردازیم. برای این منظور، در میدان های 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 می کنیم.

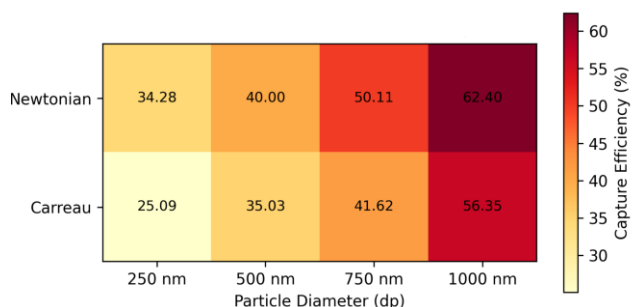


شکل-۶: مقایسه درصد جذب نانوذرات برای دو مدل ویسکوزینه خون در میدان‌های مختلف مغناطیسی و $d_p = 500$.

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 0.5 تا 1.5 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 و ۲۲].

در کم‌ترین شدت میدان مغناطیسی ($B = 0.5$ T)، درصد جذب برای مدل نیوتنی حدود 23.62 درصد و برای مدل کرو حدود 20.91 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 1 تسلا، راندمان جذب برای هر دو مدل به‌طور محسوسی افزایش می‌یابد. در این حالت مقدار آن برای مدل نیوتنی به حدود 34.77 درصد و برای مدل کارو به حدود 30.61 درصد می‌رسد. این افزایش نشان‌دهنده نقش مهم نیروی مغناطیسی در بهبود فرآیند جذب نانوذرات در سیستم است. در میدان مغناطیسی 1.25 تسلا نیز روند افزایشی ادامه دارد، به‌طوری که درصد جذب برای مدل نیوتنی به حدود 40.1 درصد و برای مدل کارو به حدود 35.70 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 ($B = 1.5$ T)، درصد جذب برای مدل نیوتنی حدود 42.54 درصد و برای مدل کارو حدود 37.83 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

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 $B = 1/25 \text{ T}$

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 به دلیل 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 ۲۵۰ nm $d_p =$ راندمان جذب برای مدل نیوتنی ۳۴/۲۸ درصد و برای مدل کرو ۲۵/۰۹ درصد است. با افزایش اندازه ذرات به ۵۰۰ nm $d_p =$ 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 $d_p = 1000 \text{ nm}$ ، 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 قطرهای 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. به‌طور کلی، 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 بازسازی شده 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

غیرنیوتنی کارو شبیه سازی 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 قابل توجهی بر میدان سرعت و دینامیک انتقال ذرات دارد. در مدل کارو، به دلیل رفتار برش رقیق شونده خون، بیشینه سرعت جریان نسبت به مدل نیوتنی افزایش یافته و به حدود 1 m/s رسید، در حالی که این مقدار در مدل نیوتنی حدود 0.9 m/s بود. این تفاوت در ویژگی های جریان، بر مسیر حرکت نانوذرات و در نهایت بر میزان جذب آن ها اثرگذار است. بررسی راندمان جذب نشان داد که با افزایش قطر نانوذرات، کارایی جذب به طور قابل توجهی در هر دو مدل افزایش می یابد. این نتایج نشان می دهد که اندازه ذرات یکی از پارامترهای کلیدی در بهبود کارایی دارورسانی مغناطیسی محسوب می شود. به طور کلی، یافته های این مطالعه نشان می دهد که استفاده از مدل های ساده نیوتنی می تواند منجر به برآورد متفاوتی از عملکرد سامانه های دارورسانی مغناطیسی شود و در شرایط فیزیولوژیکی واقعی، به ویژه در بیماران مبتلا به اختلالات خونی مانند پلی سیتمی، در نظر گرفتن رفتار غیرنیوتنی خون برای پیش بینی دقیق تر انتقال و جذب نانوذرات ضروری است. علاوه بر این، به کارگیری هندسه های بیمار محور مبتنی بر داده های تصویربرداری پزشکی می تواند به ارائه پیش بینی های واقع بینانه تر از کارایی روش های درمانی هدفمند کمک کند. نتایج این تحقیق می تواند در طراحی بهینه سامانه های دارورسانی مغناطیسی، انتخاب اندازه مناسب نانوذرات و تعیین شرایط مناسب میدان مغناطیسی در بیماران پلی سیتمی برای افزایش تمرکز دارو در ناحیه توموری مورد استفاده قرار گیرد و گامی مؤثر در جهت توسعه روش های درمانی دقیق تر و کم عارضه تر در پزشکی شخصی سازی شده به شمار آید. بر این اساس، محدوده قطر 750 تا 1000 نانومتر و شدت میدان $1/25$ تا $1/50$ تسلا را می توان به عنوان محدوده مؤثر میدان در هندسه و شرایط همودینامیکی بررسی شده پیشنهاد کرد. با این حال، این مقادیر به عنوان بهترین شرایط در محدوده پارامترهای شبیه سازی شده تفسیر می شوند و تعیین مقدار بهینه نهایی مستلزم بررسی هم زمان زیست سازگاری، پایداری کلونیدی، خطر تجمع ذرات، ایمنی میدان مغناطیسی و اعتبارسنجی در نمونه های بیش تر است.

فهرست علائم

حروف انگلیسی			
نماد (واحد)	تعریف	نماد (واحد)	تعریف
$B \text{ (T)}$	شدت میدان مغناطیسی	$CE(\%)$	راندمان جذب نانوذرات
$F_m \text{ (N)}$	نیروی مغناطیسی وارد بر ذره	$m_p \text{ (kg)}$	پارامتر عملکرد ترموهیدرولیکی
$F_d \text{ (N)}$	نیروی درگ هیدرودینامیکی	$V \text{ (m}^3\text{)}$	حجم ذره
$d_p \text{ (nm)}$	قطر نانوذره	$U_{\max} \text{ (m/s)}$	معیار ارزیابی عملکرد
Re	عدد رینولدز	$t \text{ (s)}$	زمان
$u \text{ (m/s)}$	سرعت جریان خون	$x, y, z \text{ (m)}$	مختصات فضایی
$P \text{ (Pa)}$	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		

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.

- [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.

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

Rasoul Karimi Takrami¹, Mehdi Borji Bodaghi^{1,*}, Kourosh Javaherdeh²

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.