

Numerical Simulation of Magnetic Drug Targeting Efficiency in Cerebral Arteries of Diabetic Patients Based on CT Image-Based Geometry Reconstruction*

Research Article

Mohammad Ali Gholipour Shahraki¹, Behzad Ghasemi² , Afrasiyab Raisi³, Morteza Bayareh⁴

 [10.22067/jacsm.2025.94646.1347](https://doi.org/10.22067/jacsm.2025.94646.1347)

Abstract: In this study, the efficiency of magnetic drug targeting (MDT) for patients with type 2 diabetes was investigated using numerical simulation. A patient-specific cerebral artery geometry was reconstructed based on CT images, and the blood flow was modeled as a non-Newtonian fluid. Key parameters, including blood viscosity, nanoparticle diameter, and magnetic field intensity, were analyzed for their effects on drug carrier capture efficiency. The results showed that increasing the nanoparticle diameter from 250 nm to 1000 nm enhanced the capture efficiency from about 33% to 61% in the fourth cardiac cycle. Moreover, increasing the magnetic field from 0.5 T to 1 T improved the capture efficiency up to 59%.

Keywords: Magnetic Drug Targeting, Type 2 Diabetes, Numerical Simulation, Non-Newtonian Blood, Drug Carrier Nanoparticles, Magnetic Field.

1. Introduction

Magnetic nanoparticles have been widely examined as delivery vehicles for targeted cancer treatment, due to improved bioavailability and less toxicity. The efficacy of MDT is highly impacted by hemodynamic conditions, which are altered in diabetic patients due to higher viscosity and unfavorable flow profiles. Past numerical and experimental studies have shown that the non-Newtonian features of blood can greatly influence the dynamics of the particles and vascular drug delivery in general [1,2]. Yet, few studies have sought to incorporate diabetic rheological models with patient-specific cerebral artery geometries. The aim of the present study is to use numerical methods to investigate MDT in diabetic arteries through examination of particle transport and capture efficiency using varying nanoparticle sizes and magnetic fields [3,4].

2. Governing equations

The continuity and Navier–Stokes equations for

incompressible flow were solved:

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

$$\begin{aligned} \rho_b \left(\frac{\partial \vec{u}_b}{\partial t} + \vec{u}_b \cdot \nabla \vec{u}_b \right) \\ = -\nabla \vec{p} \\ + \nabla (\mu(\dot{\gamma})(\nabla \vec{u}_b + (\nabla \vec{u}_b)^T)) \end{aligned} \quad (2)$$

where ρ_b , $\vec{u}_b$, $\vec{p}$, μ , and $\dot{\gamma}$ represent density, velocity, pressure, viscosity, and shear rate of blood.

In order to model blood as a non-Newtonian fluid, the Casson-Papanastasiou model was used and the equation governing the motion of a particle within the bloodstream was modelled based on Newton's second law [5]. The nanoparticles' CE is calculated using following formula:

$$CE = \frac{n_t - n_{out}}{n_t} \times 100 \quad (3)$$

where n_t is total number of injected nanoparticles, and n_{out} is particles captured outside the region of interest.

3. Results

This study used geometry which is a patient-specific reconstructed geometry of the brain artery bifurcation made with basilar artery (BA) (posterior) right (RP), and (posterior) left artery (LP)(Figure 1). In modeling the impact of the external magnetic field, a cylindrical region of radius R and length L was located next to the left posterior artery, which acted as a magnetic source domain for capturing magnetic nanoparticles. This allows for an investigation on hemodynamic behavior and particle trajectories while achieving physiologically relevant conditions.

Figure 2 presents an illustration of CE for nanoparticles

* Manuscript received July 27, 2025, Revised August 03, 2025, Accepted September 21, 2025.

¹ PhD Student, Falcoty of engineering, University of Shhrekord, Shahrekord, Iran.

² Corresponding Author: Proffesor, Falcoty of engineering, University of Shhrekord, Shahrekord, Iran.

Email: ghasemi@sku.ac.ir

³ Proffesor, Falcoty of engineering, University of Shhrekord, Shahrekord, Iran.

⁴ Proffesor, Falcoty of engineering, University of Shhrekord, Shahrekord, Iran.

with a fixed diameter of 750 nm between healthy (non-diabetic) individuals and diabetic individuals under varying magnetic field intensities. The results illustrate that at all magnetic intensities below 1.0 T, the CE for the non-diabetic condition is consistently above diabetic conditions. For example, at a magnetic field strength of 0.5T, CE was reported at 38.3% for the non-diabetic condition versus 28.5% for the diabetic patient, representing a difference of almost 10% in CE due to increased blood viscosity associated with diabetic conditions. As the magnetic strength increased, the gap between groups shrank, and at 1.0T, both groups eventually had the same CE of approximately 59%.

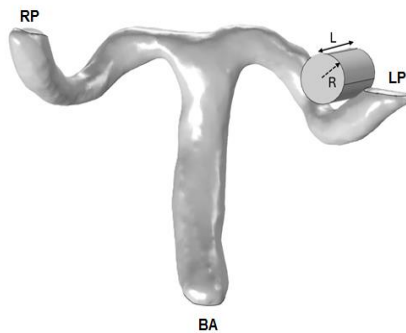


Fig. 1. Geometry used in present study.

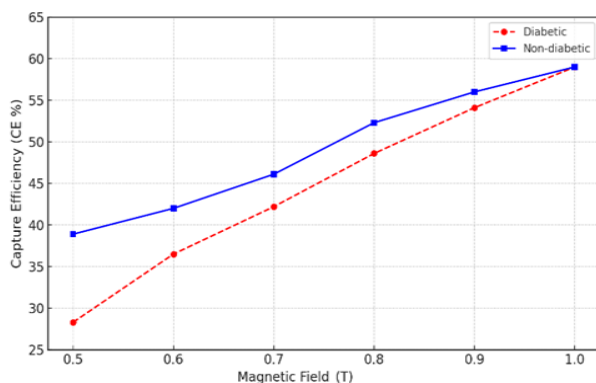


Fig. 2. Comparison of CE for diabetic and non-diabetic individuals at different magnetic intensities and $dp=750\text{nm}$.

Figure 3 depicts the change in CE across three different nanoparticle sizes (500, 750, and 1000 nm) at magnetic field strengths of 0.5 to 1.0 T. It is evident that CE steadily and substantially increases with magnetic field strength (for all sizes) as field strength rises. CE for 500 nm particles respectively increases from approximately 17.5% at 0.5T to nearly 40% at 1.0T, while CE for 750 nm particles increases from approximately 24% to 54% over the same range, and CE for 1000 nm particles respectively increases from approximately 33% to a little more than 56%. This behavior is indicative of a direct relationship between magnetic field strength and the respective magnetic forces acting upon the nanoparticles.

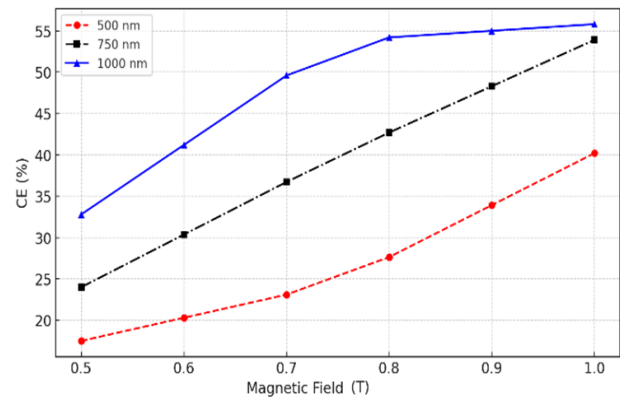


Fig. 3. Effect of magnetic field on CE.

4. Conclusion

This research numerically examined MDT in patient-specific brain arteries in both diabetic and non-diabetic cases, and included non-Newtonian blood rheology. The findings demonstrated that the higher viscosity of blood in diabetes reduced the capture efficiency, particularly at low magnetic field strengths, but this reduction can be offset by using a higher magnetic field strength. Particle size is also a significant factor since larger nanoparticles exhibit higher capture efficiencies under all conditions. In conclusion, these results highlight the need to account for pathological hemodynamics in the design of MDT and suggest that therapeutic efficacy can be significantly improved by ensuring the proper strength of magnet field and the proper size of particle.

References

- [1] R. L. Siegel, K. D. Miller, N. S. Wagle, A. Jemal, "Cancer statistics," CA: A Cancer Journal for Clinicians, vol. 73, pp. 17–48, 2023. <https://doi.org/10.3322/caac.21763>.
- [2] E. Mohebbi et al., "Iran Cancer Statistics in 2012 and projection of cancer incidence by 2035," Basic & Clinical Cancer Research, vol. 9, no. 3, pp. 3–22, 2017.
- [3] Z. Abbas and S. Rehman, An overview of cancer treatment modalities. Neoplasm, Rijeka: IntechOpen, 2018.
- [4] M. M. Selim et al., "A review of magnetic nanoparticles used in nanomedicine," APL Materials, vol. 12, p. 010601, 2024. <https://doi.org/10.1063/5.0174561>
- [5] M. Datta et al., "CFD simulation of arterial hypotension in a left anterior coronary artery section with potential clinical relevance," Indian Chemical Engineer, vol. 66, pp. 337–348, 2024. <https://doi.org/10.1080/00194506.2024.2368510>



شبیه‌سازی عددی کارایی دارورسانی مغناطیسی در شریان مغزی بیماران دیابتی بر اساس بازسازی هندسه واقعی از تصاویر CT*

مقاله پژوهشی

مرتضی بیاره^(۴)افراسیاب ریسی^(۳)بهزاد قاسمی^(۲)محمد علی قلی پور شهرکی^(۱)

doi 10.22067/jacsm.2025.94646.1347

چکیده در این پژوهش، کارایی روش دارورسانی مغناطیسی برای بیماران مبتلا به دیابت نوع ۲ با استفاده از شبیه‌سازی عددی بررسی می‌شود. برای این منظور، هندسه واقعی شریان مغزی بر اساس تصاویر سی‌تی‌اسکن بازسازی و جریان خون به صورت سیال غیرنیوتنی مدل‌سازی می‌گردد. اثر پارامترهای کلیدی مانند ویسکوزیته خون، قطر نانوذرات حامل دارو و شدت میدان مغناطیسی بر درصد جذب ذرات تحلیل می‌شود. نتایج نشان می‌دهند که افزایش قطر نانوذرات از ۲۵۰ به ۱۰۰۰ نانومتر باعث افزایش راندمان جذب از حدود ۳۳٪ به ۶۱٪ می‌شود. همچنین افزایش شدت میدان مغناطیسی از ۵/۰ به ۱ تسلا، راندمان جذب را تا ۵۹٪ افزایش می‌دهد. بررسی رفتار جریان خون در دو فاز دیاستول و سیستول نیز نشان می‌دهد که سرعت جریان و تنش برشی جداره در فاز سیستول بیشتر است و این تغییرات، طراحی بهینه میدان مغناطیسی را ضروری می‌سازد. نتایج این مطالعه تأکید می‌کند که برای بهبود عملکرد دارورسانی مغناطیسی در بیماران دیابتی، باید ویژگی‌های غیرنیوتنی خون، اندازه نانوذرات و شدت میدان مغناطیسی به طور همزمان و بهینه در طراحی سیستم لحاظ شود.

واژه‌های کلیدی دارورسانی مغناطیسی، دیابت نوع ۲، شبیه‌سازی عددی، رفتار غیرنیوتنی خون، نانوذرات حامل دارو، میدان مغناطیسی.

مقدمه

مختلفی برای مقابله با این بیماری توسعه یافته‌اند که از جمله رایج‌ترین آن‌ها می‌توان به جراحی، شیمی‌درمانی، پرتودرمانی و ایمونوتراپی اشاره کرد. هرچند شیمی‌درمانی متداول‌ترین شیوه درمانی است، اما به دلیل اثرگذاری سیستمیک، منجر به بروز عوارض جانبی گسترده در بافت‌های سالم می‌شود [3]. در این راستا، استفاده از فناوری نانو و به ویژه روش دارورسانی مغناطیسی (Magnetic Drug Targeting) به عنوان یک راهکار نوین، امکان تمرکز دارو در محل تومور و کاهش عوارض ناخواسته را فراهم کرده است. در این روش، نانوذرات مغناطیسی

سرطان به عنوان یکی از چالش‌های بزرگ سلامت عمومی در جهان، سالانه میلیون‌ها نفر را درگیر می‌کند و طبق گزارش سازمان جهانی بهداشت، در سال ۲۰۲۰ حدود ۱۹٫۳ میلیون مورد جدید ابتلا و نزدیک به ۱۰ میلیون مرگ ناشی از آن ثبت شده است؛ پیش‌بینی می‌شود تا سال ۲۰۴۰ این آمار به بیش از ۲۸ میلیون مورد در سال برسد [1]. در ایران نیز با بیش از ۱۳۰ هزار مورد جدید سالانه، سرطان پس از بیماری‌های قلبی - عروقی، دومین عامل مرگ و میر به شمار می‌آید [2]. روش‌های درمانی

* تاریخ دریافت مقاله ۱۴۰۴/۵/۵ و تاریخ پذیرش آن ۱۴۰۴/۶/۳۰ می‌باشد.

(۱) دانشجوی دکتری، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران.

(۲) نویسنده مسئول، استاد، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران.

(۳) استاد، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران.

(۴) استاد، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران.

زیست‌سازگار که حامل دارو هستند، با اعمال میدان مغناطیسی خارجی به ناحیه هدف هدایت شده و در محل تومور انباشته می‌شوند؛ این ذرات معمولاً از جنس اکسید آهن با پوشش‌های پلیمری هستند که امکان تنظیم دقیق اندازه و سطح آن‌ها را برای عبور مؤثر از سیستم گردش خون و رسیدن به بافت هدف فراهم می‌آورد [4].

در پژوهش‌های پیشین کارایی روش دارورسانی مغناطیسی در درمان سرطان به خوبی نشان داده شده است. برای مثال، کمالی و کشاورز [5] مطالعه‌ای عددی در زمینه دارورسانی مغناطیسی در بدن انسان انجام دادند که در آن جریان خون به صورت پالس‌دار مدل‌سازی شد و حرکت نانوذرات مغناطیسی تحت تأثیر میدان مغناطیسی خارجی شبیه‌سازی گردید. آن‌ها در این پژوهش، پارامترهایی مانند شدت میدان مغناطیسی، خواص فیزیکی ذرات و رفتار دینامیکی جریان خون را لحاظ کردند. نتایج نشان داد که مدل‌سازی دقیق جریان پالس‌دار در کنار طراحی مناسب میدان مغناطیسی، می‌تواند نقش مؤثری در بهینه‌سازی انتقال دارو و افزایش کارایی روش دارورسانی مغناطیسی ایفا کند. در سال ۲۰۲۰، یکانی مطلق و بادفر [6] تحقیقی عددی با استفاده از روش دینامیک سیالات محاسباتی (CFD) انجام دادند که هدف آن بررسی راندمان جذب نانوذرات مغناطیسی زیست‌سازگار Fe_3O_4 در جریان خون شریانی دارای تنگی بود. در این مطالعه، اثر میدان مغناطیسی حاصل از یک سیم حامل جریان بر حرکت و جذب نانوذرات مورد ارزیابی قرار گرفت. عوامل متعددی از جمله شدت میدان مغناطیسی، مکان قرارگیری منبع میدان، اندازه ذرات، و عدد رینولدز جریان در مدل در نظر گرفته شدند. نتایج نشان دادند که با افزایش شدت میدان مغناطیسی و اندازه ذرات، میزان جذب نانوذرات افزایش می‌یابد؛ همچنین کاهش عدد رینولدز باعث بهبود تمرکز ذرات در ناحیه هدف می‌شود. این مطالعه نشان داد که روش دارورسانی مغناطیسی می‌تواند با طراحی دقیق میدان مغناطیسی به عنوان یک راهکار مؤثر در درمان هدفمند مورد استفاده قرار گیرد.

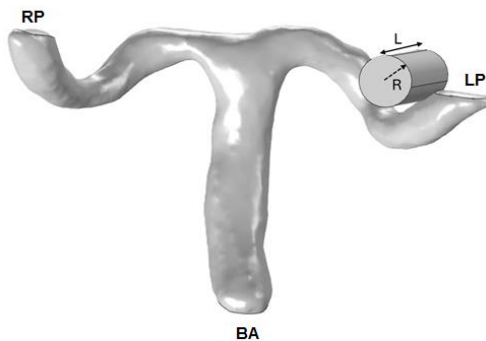
همچنین، مطالعات متعددی بر روی اثر پارامترهای مختلف اثرگذار بر روی کارایی روش دارورسانی مغناطیسی انجام شده است. اردلان و همکاران [7] در مطالعه‌ای عددی، اثر عوامل مختلف بر جذب نانوذرات در پایین‌دست یک تنگی موضعی را بررسی کردند. آن‌ها پارامترهایی مانند قطر نانوذرات، عدد

رینولدز، رفتار نیوتنی و غیرنیوتنی خون، شدت میدان مغناطیسی و نوع منبع میدان (سیم حامل جریان و آهن‌ربای دائم) را تحلیل کردند. نتایج نشان داد افزایش قطر نانوذرات و شدت میدان مغناطیسی باعث افزایش جذب می‌شود، در حالی که افزایش عدد رینولدز جذب را کاهش می‌دهد؛ همچنین، در رگ‌هایی با قطر کمتر از ۲ میلی‌متر، در نظر گرفتن رفتار غیرنیوتنی خون ضروری است و سیم حامل جریان برای این رگ‌ها عملکرد بهتری دارد. در مطالعه دیگری، لیندمان و همکاران [8] کارایی روش دارورسانی مغناطیسی را برای هدایت نانوذرات اکسید آهن فوق‌پارامغناطیس به محل تومور با استفاده از دو نوع آرایش میدان مغناطیسی بررسی کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که قرارگیری درون‌تن آرایه‌های مغناطیسی (از طریق آندوسکوپ) می‌تواند شیب میدان مغناطیسی را در بافت هدف افزایش دهد و اثرگذاری روش دارورسانی مغناطیسی را تا ۳۲ درصد بهبود بخشد. نتایج حاکی از آن است که نزدیکی میدان مغناطیسی به تومور و طراحی آرایشی با حداکثر نقاط اوج میدان، نقش کلیدی در موفقیت این روش دارد. ژو و همکاران [9] اثر استفاده از آهن‌ربای حجیم ابررسانا را که در خارج از بدن قرار می‌گیرد، بر جذب نانوذرات دارویی بررسی کردند. پارامترهایی مانند فاصله آهن‌ربا تا نایژه، ویژگی‌های مغناطیسی آهن‌ربای ابررسانا، اندازه و ویژگی‌های مغناطیسی نانوذرات در مدل لحاظ شدند. نتایج نشان داد که در فاصله بهینه حدود ۲۵ میلی‌متر، کارایی جذب نانوذرات تا بیش از ۴۵٪ افزایش یافت و افزایش شدت میدان مغناطیسی آهن‌ربا به طور مستقیم باعث بهبود راندمان دارورسانی مغناطیسی می‌شود. اثر زاویه تزریق نانوذرات حامل دارو بر روی جذب آن‌ها در محل تومور در یک رگ Y شکل سه‌بعدی توسط علیزاده و همکاران [10] بررسی شد. در این مطالعه، زاویه تزریق نانوذرات، نرخ تزریق ذرات، شدت میدان مغناطیسی و رفتار غیرنیوتنی خون به عنوان پارامترهای کلیدی بررسی شدند. نتایج نشان داد که زاویه تزریق مناسب می‌تواند راندمان جذب ذرات را تا حدود ۳۰٪ افزایش دهد و همچنین کاهش نرخ تزریق باعث بهبود جذب تا حدود ۲۰٪ می‌شود. این یافته‌ها نشان می‌دهد که طراحی بهینه زاویه و نرخ تزریق در کنار در نظر گرفتن رفتار واقعی خون، نقش مهمی در ارتقای کارایی روش دارورسانی مغناطیسی دارد. در طراحی و ارزیابی دارورسانی مغناطیسی، ساده‌سازی هندسه (مثلاً مدل‌های T/Y شکل ایدئال) اثرات واقعی اختلاف قطر

از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. لذا، در پژوهش حاضر به بررسی کارایی روش دارورسانی مغناطیسی در این دسته از بیماران خواهیم پرداخت. برای این منظور، هندسه واقعی شریان مغزی با استفاده از تصاویر سی تی فرد مبتلا به دیابت به دست آمد. خون به صورت غیریوتنی در نظر گرفته شد. و از آهن ربای استوانه‌ای دائمی برای تولید میدان مغناطیسی استفاده گردید. اثر پارامترهایی نظیر ویسکوزیته خون، شدت میدان مغناطیسی و نیز قطر نانوذرات حامل دارو بر روی درصد جذب نانوذرات بررسی خواهد شد.

بیان مسئله

شکل (۱) هندسه مورد نظر در کار حاضر را نشان می‌دهد. برای به دست آوردن هندسه سه بعدی واقعی فرد بیمار، ابتدا تصاویر سی تی از مغز بیمار تهیه شد. سپس، با استفاده از نرم افزار MIMICS تصاویر سی تی تبدیل به هندسه واقعی شد. در ادامه، در نرم افزار 3-MATICS ورودی و خروجی‌ها، مش بندی و اختصاص ماده به بخش‌های مختلف انجام شد. مساحت شریان بازیلار (Basilar anterior) (BA) برابر با $0/1415$ سانتی متر مربع است. مساحت شریان مغزی پس سری راست (Right posterior cerebral artery) (RP) حدود $0/0929$ سانتی متر مربع و مساحت شریان مغزی پس سری چپ (Left posterior cerebral artery) (LP) حدود $0/0931$ سانتی متر مربع در نظر گرفته شده است. برای تولید میدان مغناطیسی، یک آهن ربای استوانه‌ای طراحی شده که طول آن 15 میلی متر و شعاع آن 2 میلی متر در نظر گرفته شده است. این داده‌ها، ورودی‌های اصلی مدل هندسی شبیه سازی بوده و مبنای محاسبه جریان خون و میدان مغناطیسی در ناحیه مورد مطالعه را فراهم می‌کنند.



شکل ۱ هندسه مورد استفاده در کار حاضر

شاخه‌ها، خمیدگی و پیچ و تاب را بازنمایی نمی‌کند؛ این ویژگی‌ها الگوی سرعت و تنش برشی دیواره، جریان‌های ثانویه، جدایش/ بازچرخش و در نتیجه زمان ماند نزدیک دیواره را تغییر می‌دهند و مستقیماً بر موازنه نیروهای وارد بر ذره و درصد جذب نانوذرات در محل تومور اثر می‌گذارند. مطالعات نشان داده‌اند که در ناحیه انشعاب، کارایی هدف گیری ذرات به شدت با میدان‌های هیدرودینامیکی ناشی از هندسه همبسته است و تغییرات هندسی می‌تواند محل جذب نانوذرات را جابه‌جا کند [11]. همچنین شبیه سازی سه بعدی در هندسه Y - شکل نشان می‌دهد نسبت قطر شاخه‌ها، شرایط ورودی و موقعیت میدان/ آهن ربا به صورت حساس، مسیر و نرخ جذب ذرات را تغییر می‌دهند؛ به گونه‌ای که حتی با ثابت بودن سایر پارامترها، تغییرات ظریف هندسه به تفاوت‌های معنادار در بازده منجر می‌شود [12]. این شواهد ضرورت استفاده از هندسه واقعی را برای پیش بینی کمی قابل اتکا در دارورسانی مغناطیسی تأیید می‌کنند.

بیماری دیابت نوع ۲ یکی از شایع ترین اختلالات متابولیک جهان است که با افزایش مزمن قند خون و مقاومت به انسولین شناخته می‌شود و اثرات گسترده‌ای بر سیستم عروقی و خواص رئولوژیکی خون دارد [13]. در این بیماری، افزایش سطح گلوکز خون منجر به تغییر در ترکیب پلاسمای خون، افزایش سطح پروتئین‌های پلاسما مانند فیبرینوژن و آلبومین و همچنین افزایش هماتوکریت می‌شود که همگی باعث افزایش ویسکوزیته خون می‌گردند [14]. ویسکوزیته بالای خون در بیماران دیابتی باعث کاهش جریان خون در مویرگ‌ها، افزایش مقاومت عروقی و اختلال در تبادل مواد غذایی و اکسیژن در بافت‌های بدن می‌شود [15]. از طرفی، سختی دیواره عروق و آسیب به سلول‌های اندوتلیال در اثر محصولات نهایی گلیکاسیون پیشرفته (Advanced Glycation End Products) نیز بر تغییرات رئولوژیکی خون تأثیرگذار است و موجب تشدید ویسکوزیته و کاهش انعطاف پذیری جریان خون می‌گردد [16]. این تغییرات رئولوژیکی، ریسک بروز عوارض میکروواسکولار مانند رتینوپاتی، نفروپاتی و نوروپاتی را در بیماران دیابتی افزایش می‌دهد و اهمیت کنترل دقیق شاخص‌های خون را در مدیریت دیابت نشان می‌دهد. با توجه به اثرگذاری دیابت بر روی ویسکوزیته خون، و همچنین اثر مستقیم ویسکوزیته بر روی نیروی درگ وارد بر نانوذرات حامل دارو در خون، بررسی کارایی روش دارورسانی مغناطیسی در درمان افراد دیابتی مبتلا به سرطان

صورت زیر به دست می‌آید:

$$\nabla^2 V_m = 0 \quad (۸)$$

معادله حاکم بر حرکت ذره درون جریان خون مبتنی بر قانون دوم نیوتن است:

$$\Sigma \vec{F} = m_p \frac{d\vec{u}_p}{dt} \quad (۹)$$

در این رابطه، m_p جرم ذره است. نیروی درگ، $\vec{F}_D$ ، اعمالی بر روی ذره با استفاده از فرمول اصلاح شده استوکس به دست می‌آید [10]:

$$\vec{F}_D = -m_p \frac{18\mu C_D Re_p}{\rho_p d_p^2 24} (\vec{u}_p - \vec{u}_b) \quad (۱۰)$$

که در آن، C_D ضریب درگ، Re_p عدد رینولدز ذره و d_p قطر ذره است. عدد رینولدز ذره و ضریب درگ به ترتیب از طریق معادلات (۱۱) و (۱۲) به دست می‌آیند.

$$C_D = a_1 + \frac{a_2}{Re_p} + \frac{a_3}{Re_p^2} \quad (۱۱)$$

$$Re_p = \frac{\rho |\vec{u}_b - \vec{u}_p| d_p}{\mu} \quad (۱۲)$$

نیروی مغناطیسی وارد بر ذرات به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\vec{F}_M = \iiint \mu_0 \vec{M} \cdot \nabla \vec{H} dV \quad (۱۳)$$

در این جا، $\vec{M}$ مغناطش ذره است. مغناطش مؤثر به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\vec{M} = \begin{cases} \chi_{eff} \vec{H} & H < M_{sat} / \chi_{eff} \\ M_{sat} \hat{H} & H \geq M_{sat} / \chi_{eff} \end{cases} \quad (۱۴)$$

در این معادله، χ_{eff} و M_{sat} به ترتیب نفوذپذیری مغناطیسی و اشباع مغناطیسی هستند. با جایگذاری معادله (۱۴) در معادله (۱۳)، معادله نهایی نیروی مغناطیسی وارد بر ذره به دست می‌آید.

$$\vec{F}_M = \begin{cases} \frac{\pi d_p^3}{6} \mu_0 \frac{\chi_{eff}}{2} \nabla \vec{H}^2 & H < M_{sat} / \chi_{eff} \\ \frac{\pi d_p^3}{6} \mu_0 M_{sat} \nabla H & H \geq M_{sat} / \chi_{eff} \end{cases} \quad (۱۵)$$

آخرین نیروی وارده بر ذره که در این پژوهش در نظر گرفته شده، نیروی بویانسی است. نیروی بویانسی وارد بر ذرات از طریق معادله زیر محاسبه می‌شود:

$$\vec{F}_B = m_p \frac{\vec{g}(\rho_p - \rho_b)}{\rho_p} \quad (۱۶)$$

معادلات حاکم و شرایط مرزی

جریان خون درون عروق توسط معادلات پیوستگی و ناویر استوکس تعیین می‌شود. معادله (۱) نشان دهنده معادله پیوستگی است.

$$\nabla \cdot \vec{u}_b = 0 \quad (۱)$$

در این مطالعه، خون به صورت یک سیال غیرنیوتنی در نظر گرفته می‌شود. در نتیجه، فرم غیرنیوتنی معادله ناویراستوکس به صورت زیر است:

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

در معادلات بالا $\vec{u}_b$ بردار سرعت خون است. همچنین، ρ_b و μ_b به ترتیب نشان دهنده چگالی و ویسکوزیته خون هستند. $\dot{\gamma}$ نیز نشان دهنده نرخ برش خون است.

به منظور مدل‌سازی خون به صورت یک سیال غیرنیوتنی، از مدل Casson-Papanastasiou استفاده گردید [17]:

$$\tau = 2 \left(\sqrt{\mu_p} + \sqrt{\frac{\tau_y}{\dot{\gamma}}} [1 - \exp(-\sqrt{m_p \dot{\gamma}})] \right)^2 D \quad (۳)$$

در این رابطه μ_p ، τ_y و m_p و D به ترتیب ویسکوزیته پلاستیک، تنش تسلیم، پارامتر هموارسازی پاپاناستاسیو، و تانسور نرخ تغییرشکل برشی هستند.

معادلات ماکسول بر میدان مغناطیسی حاکم هستند. با فرض میدان مغناطیسی استاتیکی، کرل شدت میدان مغناطیسی، $\vec{H}$ ، برابر صفر است:

$$\nabla \times \vec{H} = 0 \quad (۴)$$

از طرف دیگر، پتانسیل مغناطیسی به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\vec{H} = -\nabla V_m \quad (۵)$$

چگالی شار مغناطیسی، $\vec{B}$ ، از طریق رابطه زیر به $\vec{H}$ مرتبط می‌شود:

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (۶)$$

بنابراین، معادله پیوستگی شار مغناطیسی به صورت زیر در می‌آید:

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (۷)$$

نهایتاً، معادله لاپلاس برای پتانسیل اسکالر مغناطیسی، V_m ، به

شدند. حلگرهای PARADISO و MUMPS به ترتیب برای حل معادلات حاکم بر جریان سیال و میدان مغناطیسی استفاده شدند. برای به دست آوردن سرعت و مکان ذرات حامل دارو، از حلگر وابسته به زمان MUMPS استفاده شد. همچنین، فرض شد که نانوذررات در ورودی به صورت یکنواخت توزیع شده‌اند. برای حل معادلات حاکم از نرم‌افزار COMSOL Multiphysics نسخه ۶٫۰ استفاده شد.

به منظور انجام استقلال از شبکه، چهار شبکه چهاروجهی مختلف در نظر گرفته شدند، و برای هر شبکه نتایج مربوط به میانگین سرعت خون و تنش برشی جداره به دست آمدند. کل هندسه مش‌زنی شده شامل سه بخش رگ، آهن‌ربا، و فضای بین این دو بخش می‌باشد. از آنجایی که هدف کار حاضر، محاسبه درصد جذب نانوذررات در محل تومور است، در نتیجه تعداد مش‌های ریزتری برای رگ انتخاب شد. همچنین، در محل تومور مش‌های بسیار ریز انتخاب شدند تا محل جذب نانوذررات مغناطیسی با دقت بالاتری محاسبه شوند که محاسبه میزان جذب نانوذررات با دقت بالایی انجام شود. به منظور کاهش بار محاسباتی، تعداد مش‌های آهن‌ربا و فضای اطراف کمی درشت‌تر انتخاب شدند. این چهار شبکه عبارتند از: $G1=372125$ ، $G2=745361$ ، $G3=1023429$ ، و $G4=1498473$ هستند. جدول (۱) نتایج به دست آمده سرعت سیال و تنش برشی جداره برای هر چهار شبکه را نشان می‌دهد.

جدول ۱ نتایج استقلال از شبکه

G4	G3	G2	G1	
۰/۰۸۰۳	۰/۰۸۰۲	۰/۰۷۷۵	۰/۰۷۲۴	سرعت سیال
۰/۴۹۵۰	۰/۴۹۵۴	۰/۴۹۷۶	۰/۴۹۸۴	تنش برشی جداره

همان طور که از جدول مشاهده می‌شود، نتایج به دست آمده برای هر دو پارامتر برای شبکه‌های $G3$ و $G4$ تقریباً یکسان است. در نتیجه به منظور کاهش بار محاسباتی، در ادامه فرایند حل از شبکه $G3$ برای محاسبات استفاده شده است.

اعتبارسنجی روش حل عددی

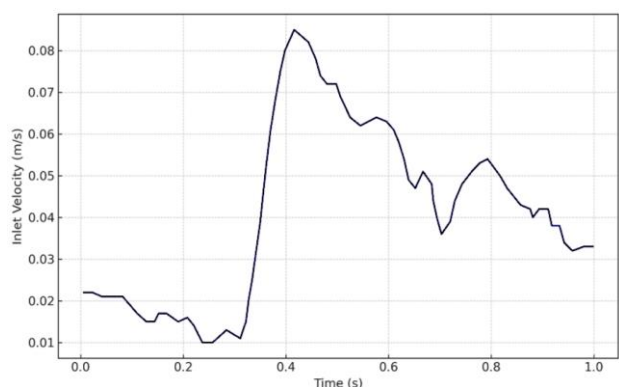
به منظور حصول اطمینان از صحت نتایج به دست آمده، نتایج به دست آمده در کار حاضر با نتایج به دست آمده توسط محمودپور

نهایتاً، درصد جذب نانوذررات حامل دارو در محل تومور به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$CE = \frac{n_t - n_{out}}{n_t} \times 100 \quad (17)$$

که در آن صورت کسر نشان دهنده تعداد نانوذررات جذب شده در محل تومور، و مخرج آن نشان دهنده کل نانوذررات تزریق شده به ورید هستند.

در پژوهش حاضر، از ورودی سرعت خون متغیر با زمان و واقعی فرد بیمار استفاده شده است. شکل (۲) نمودار سرعت ورودی را نشان می‌دهد. تعداد ۱۰۰۰ نانوذرره در ورودی با سرعت یکسان با خون و به صورت تصادفی به جریان خون تزریق شدند. شرط عدم لغزش در جداره رگ‌ها لحاظ گردید. همچنین، در خروجی جریان شرط تخلیه به فشار اتمسفر در نظر گرفته شد. در این مطالعه، رژیم جریان خون آرام می‌باشد. محاسبات عدد رینولدز بر پایه قطرهای هندسه بازسازی شده و پروفایل سرعت ورودی بیمار نشان می‌دهد که Re در همه شاخه‌ها زیر آستانه گذار باقی می‌ماند (در BA، ۳۴-۸۲، برای افراد غیردیابتی، و ۲۶-۶۴ برای افراد دیابتی؛ در RP، ۲۳-۵۶، برای افراد غیردیابتی و ۱۸-۴۴ برای افراد دیابتی؛ و نهایتاً در LP، ۱۸-۴۴، برای افراد دیابتی و ۱۶-۴۰ برای افراد دیابتی). بنابراین هرچند در خم‌ها و انشعابات، جریان‌های ثانویه، جدایش و بازچرخش موضعی رخ می‌دهد، آشفتگی پایدار شکل نمی‌گیرد و مدل‌سازی آرام ناپایا کفایت دارد.

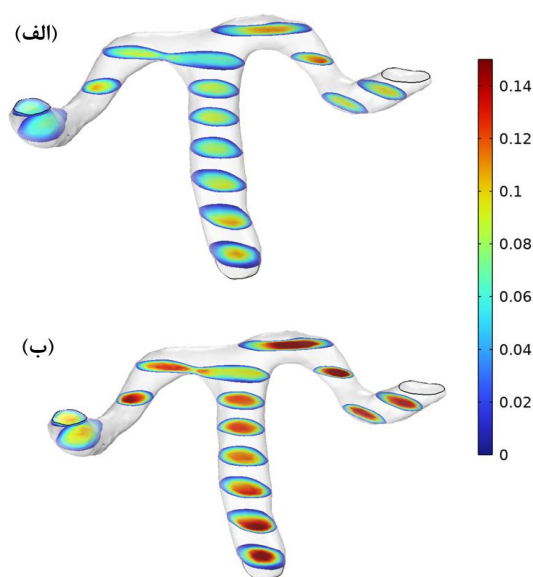


شکل ۲ سرعت ورودی مورد استفاده در پژوهش حاضر [18]

روش حل عددی و استقلال از شبکه

معادلات حاکم بر مسئله، با استفاده از روش المان محدود حل

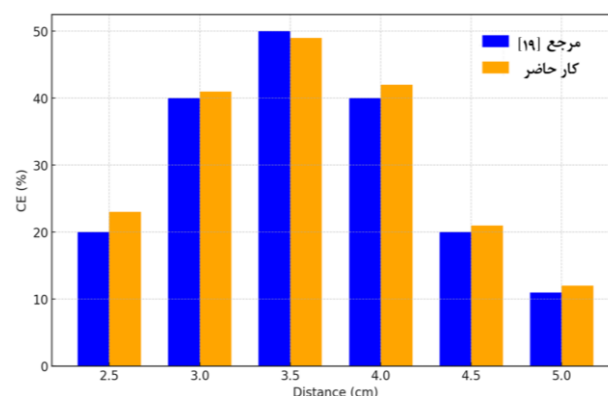
نشان می‌دهد که بیشینه سرعت در دیواره‌های داخلی انشعابات به طور محلی افزایش یافته که می‌تواند منجر به افزایش تنش برشی دیواره در این نقاط گردد. این تغییرات سرعت بین دو فاز دیاستول و سیستول، اهمیت لحاظ کردن رفتار واقعی جریان خون پالس‌دار را در شبیه‌سازی‌های دارورسانی مغناطیسی نشان می‌دهد. زیرا سرعت جریان خون به طور مستقیم بر نیروی درگ وارد بر نانوذرات مغناطیسی تأثیرگذار است و تغییرات آن می‌تواند کارایی جذب ذرات در محل تومور را تحت تأثیر قرار دهد. بنابراین در طراحی میدان مغناطیسی و انتخاب مشخصات نانوذرات، باید تغییرات دینامیکی جریان خون در چرخه قلبی به طور دقیق در نظر گرفته شود تا شرایط بهینه برای حداکثر راندمان جذب فراهم گردد.



شکل ۴ u_b برای حالت‌های (الف) دیاستول، و (ب) سیستول

شکل (۵) توزیع کانتور تنش برشی جداره را در هندسه واقعی شریان مغزی برای دو فاز چرخه قلبی، دیاستول و سیستول نمایش می‌دهد. در حالت دیاستول (الف)، میزان تنش برشی در اغلب نواحی دیواره شریان در مقادیر پایین (کمتر از 0.8 Pa) متمرکز است که این امر ناشی از کاهش سرعت جریان خون و به تبع آن کاهش گرادیان سرعت نزدیک دیواره است. مقادیر بالاتر تنش برشی عمدتاً در محل انشعابات و خمیدگی‌های رگ قابل مشاهده است که بیانگر تمرکز جریان و افزایش گرادیان سرعت در این نقاط است. در مقابل، در حالت سیستول (ب) به دلیل افزایش فشار ناشی

و همکاران [16] مقایسه شدند. برای این منظور، از هندسه و شرایط مرزی یکسان با این مرجع استفاده شد و نتایج با همدیگر مقایسه شدند. در این پژوهش، از هندسه رگ Y - شکل، نانوذرات با قطر 750 nm و آهن‌ربای دائمی استوانه‌ای شکل استفاده شد. شکل (۳) مقایسه بین درصد جذب برای فاصله‌های مختلف آهن‌ربا را از مرکز رگ به دست آمده در کار حاضر و مرجع نشان می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌شود تطابق بسیار خوبی (درصد خطای کمتر از 2%) بین نتایج وجود دارد و در نتیجه صحت نتایج به دست آمده تأیید می‌شود.



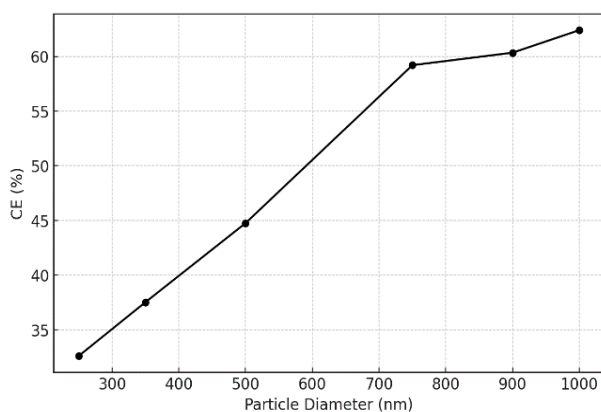
شکل ۳ مقایسه نتایج عددی کار حاضر با کار محمودپور و همکاران [19]

نتایج و بحث

شکل (۴) کانتور توزیع سرعت خون را در هندسه شریان مغزی بازسازی شده برای دو فاز چرخه قلبی یعنی (الف) دیاستول و (ب) سیستول نشان می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌شود، در حالت دیاستول (الف)، سرعت خون در بیشتر مقاطع رگ نسبتاً یکنواخت و در محدوده پایین‌تری قرار دارد که این امر ناشی از بازگشت قلب به وضعیت استراحت و کاهش فشار جریان خون است. بیشینه سرعت در این حالت عمدتاً در بخش میانی شریان بازیلار متمرکز است و در شاخه‌های جانبی کاهش می‌یابد.

در مقابل، در حالت سیستول، به دلیل انقباض عضله قلب و افزایش لحظه‌ای فشار خون، سرعت جریان در تمام شاخه‌های شبکه عروقی افزایش قابل توجهی یافته و مناطق با بیشینه سرعت بیشتر و با توزیع گسترده‌تر ظاهر شده‌اند. نواحی قرمز رنگ در کانتور نشان دهنده افزایش مقدار سرعت تا حدود 0.15 m/s هستند که در مقایسه با فاز دیاستول بیانگر رشد قابل توجه انرژی جریان است. همچنین در مقاطع منشعب، الگوی توزیع سرعت

شکل (۶) تأثیر قطر نانوذرات حامل دارو بر درصد جذب را نشان می‌دهد. نتایج این قسمت برای سرعت ورودی نشان داده شده در شکل (۲)، ویسکوزیته خون $5/2 \text{ mPa}\cdot\text{s}$ (مربوط به بیمار مبتلا به دیابت)، و شدت میدان مغناطیسی ۱ تسلا به دست آمده‌اند. نتایج نشان می‌دهد که با افزایش قطر ذرات از ۲۵۰ نانومتر به ۱۰۰۰ نانومتر، مقدار راندمان جذب به طور پیوسته افزایش می‌یابد؛ به طوری که درصد جذب از ۳۲/۹ درصد برای ذرات با قطر ۲۵۰ نانومتر به ۶۱/۵ درصد برای ذرات با قطر ۱۰۰۰ نانومتر رسیده است.

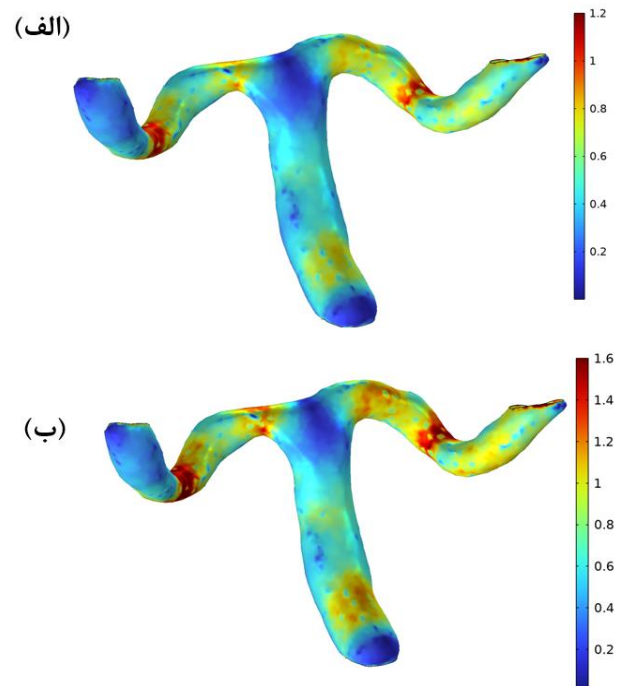


شکل ۶ اثر d_p بر روی CE

این روند افزایشی را می‌توان با توجه به نیروهای هیدرودینامیکی و مغناطیسی توضیح داد. نانوذرات بزرگ‌تر به دلیل داشتن حجم و مغناطش مؤثر بیشتر، نیروی مغناطیسی قوی‌تری دریافت می‌کنند و این امر باعث افزایش احتمال انحراف و تجمع آن‌ها در محل هدف تحت تأثیر میدان مغناطیسی می‌شود. از سوی دیگر، با بزرگ‌تر شدن ذرات، اثر نیروی درگ به نسبت کمتر می‌شود و مسیر حرکت ذرات به طور مؤثرتری در جهت خطوط نیرو هدایت می‌گردد. همچنین، مشاهده می‌شود که با افزایش قطر ذرات، نرخ رشد راندمان جذب از حالت خطی خارج می‌شود و در ابعاد بزرگ‌تر به‌ویژه پس از ۷۵۰ نانومتر، تغییرات کمتر می‌شود؛ این موضوع بیانگر آن است که پس از یک حد بهینه، افزایش قطر ذرات ممکن است اثر محدودتری بر بهبود جذب داشته باشد و باید در طراحی نانوذرات تعادل بین قطر مناسب، توانایی عبور از رگ‌های باریک و راندمان هدف‌گیری در نظر گرفته شود.

از انقباض قلب، شدت جریان خون بیشتر شده و مقادیر تنش برشی دیواره به طور محسوسی افزایش یافته است. حداکثر مقدار تنش برشی جداره در حالت سیستول به حدود $1/6 \text{ Pa}$ رسیده که نسبت به حالت دیاستول رشد قابل توجهی را نشان می‌دهد. در این فاز، نواحی پیک تنش برشی در شاخه‌های انشعابی و محل‌های تغییر مقطع بیشتر پراکنده شده و توزیع ناهمگن‌تر و گسترده‌تری را نسبت به فاز دیاستول ایجاد کرده است.

این تغییرات نشان می‌دهد که فازهای چرخه قلبی تأثیر مستقیم بر میزان تنش‌های مکانیکی وارد بر دیواره رگ دارند که می‌تواند در بروز پدیده‌های همودینامیکی مانند بازآرایی سلول‌های اندوتلیال، رسوب چربی و تشکیل پلاک آترواسکلویتیک نقش داشته باشد. از منظر شبیه‌سازی دارورسانی مغناطیسی، مقادیر بالاتر تنش برشی جداره در فاز سیستول می‌تواند منجر به افزایش نیروی برشی وارد بر نانوذرات حامل دارو شود و احتمال جدا شدن ذرات از سطح دیواره و کاهش راندمان جذب را افزایش دهد. بنابراین، طراحی بهینه میدان مغناطیسی و در نظر گرفتن اثر فازهای دینامیک قلب برای افزایش کارایی دارورسانی مغناطیسی در بیماران مبتلا به بیماری‌های عروقی ضروری است.



شکل ۵ WSS برای حالت‌های (الف) دیاستول، و (ب) سیستول

مغناطیسی باشد. با این حال، در طراحی‌های بالینی، باید ملاحظات ایمنی مربوط به اعمال میدان‌های قوی‌تر نیز مد نظر قرار گیرد تا تعادل بین کارایی و ایمنی حفظ شود.

شکل (۸) روند تغییرات راندمان جذب را برای سه قطر مختلف ذره شامل ۵۰۰، ۷۵۰ و ۱۰۰۰ نانومتر در شدت‌های مختلف میدان مغناطیسی از ۰/۵ تا ۱ تسلا نمایش می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، با افزایش شدت میدان مغناطیسی، راندمان جذب برای هر سه اندازه ذره به صورت پیوسته و قابل توجهی افزایش یافته است.

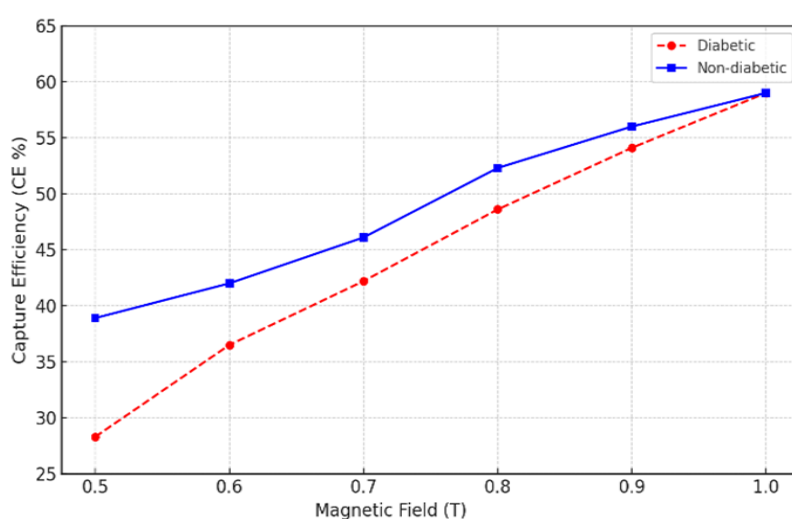
برای ذرات ۵۰۰ نانومتر، درصد جذب از حدود ۱۷/۵ درصد در میدان ۰/۵ تسلا به حدود ۴۰٪ در میدان ۱ تسلا رسیده است. در مورد ذرات ۷۵۰ نانومتر، درصد جذب از حدود ۲۴٪ به ۵۴٪ افزایش یافته، و برای ذرات ۱۰۰ نانومتر نیز راندمان جذب از ۳۳٪ به بیش از ۵۶٪ رسیده است.

این روند افزایشی برای هر سه قطر نشان دهنده تأثیر مستقیم شدت میدان مغناطیسی بر نیروهای مغناطیسی وارد بر نانوذرات است. افزایش شدت میدان منجر به افزایش گرادیان میدان در ناحیه هدف شده و در نتیجه نیروی مغناطیسی بیشتری به ذرات وارد می‌شود. این افزایش نیرو، توانایی ذرات برای غلبه بر نیروی درگ سیال و حرکت به سمت دیواره رگ را افزایش می‌دهد، و در نهایت منجر به افزایش راندمان جذب در بافت هدف می‌شود.

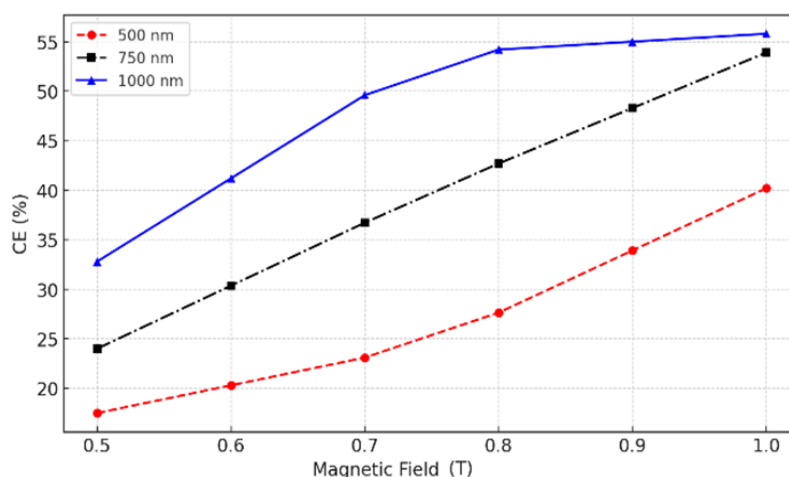
شکل (۷) به مقایسه راندمان جذب نانوذرات با قطر ثابت ۷۵۰ نانومتر بین فرد سالم (غیردیابتی) و فرد مبتلا به دیابت در شدت‌های مختلف میدان مغناطیسی می‌پردازد. نتایج نشان می‌دهد که در تمامی شدت‌های زیر ۱ تسلا، راندمان جذب در فرد سالم بالاتر از فرد دیابتی است. به عنوان مثال، در شدت میدان ۰/۵ تسلا، راندمان جذب برای فرد سالم برابر با ۳۸/۳ درصد و برای فرد دیابتی ۲۸/۵ درصد گزارش شده است که نشان دهنده کاهش حدود ۱۰ درصدی راندمان جذب در اثر افزایش ویسکوزیته خون در بیماران دیابتی می‌باشد.

با افزایش شدت میدان مغناطیسی، اختلاف بین دو گروه کاهش می‌یابد و در شدت ۱ تسلا هر دو گروه به درصد جذب برابر با ۵۹٪ دست می‌یابند. این موضوع نشان دهنده آن است که افزایش شدت میدان مغناطیسی می‌تواند اثر منفی افزایش ویسکوزیته خون را تا حد زیادی جبران کند. این پدیده از طریق افزایش گرادیان میدان مغناطیسی و در نتیجه افزایش نیروی مغناطیسی وارد بر نانوذرات توضیح داده می‌شود. این نیرو، نانوذرات را در غلبه بر مقاومت هیدرودینامیکی ناشی از ویسکوزیته بالاتر یاری می‌دهد و سبب بهبود راندمان جذب می‌شود.

به طور کلی، نتایج این تحلیل تأکید می‌کند که در شرایط پاتولوژیک نظیر دیابت که ویسکوزیته خون افزایش می‌یابد، استفاده از شدت‌های بالاتر میدان مغناطیسی می‌تواند رویکردی مؤثر برای حفظ عملکرد بهینه در سامانه‌های دارورسانی



شکل ۷ مقایسه CE برای فرد دیابتی و غیردیابتی در شدت‌های مغناطیسی مختلف و $d_p = 750 \text{ nm}$



شکل ۸ اثر شدت میدان مغناطیسی بر روی CE

همچنین، بررسی اثر قطر نانوذرات حامل دارو نشان داد که با افزایش اندازه ذرات از ۲۵۰ به ۱۰۰۰ نانومتر، راندمان جذب به شکل معنی‌داری افزایش می‌یابد. تحلیل اثر شدت میدان مغناطیسی نیز نشان داد که افزایش این پارامتر منجر به تقویت گرادین میدان در ناحیه هدف و در نهایت بهبود جذب ذرات می‌گردد. افزون بر این، با هدف ارزیابی نقش ویسکوزیته خون در شرایط پاتولوژیک، مقایسه‌ای بین بیماران دیابتی و افراد سالم در شدت‌های مختلف میدان مغناطیسی صورت گرفت. نتایج این مقایسه نشان داد که در شدت‌های پایین میدان (۰/۵ تا ۰/۸ تسلا)، راندمان جذب در بیماران دیابتی به طور متوسط حدود ۸ تا ۱۰ درصد کمتر از افراد سالم است. با افزایش شدت میدان تا ۱ تسلا، این اختلاف کاهش یافته و به صفر نزدیک می‌شود. این یافته تأکیدی بر آن است که در طراحی سامانه‌های دارورسانی مغناطیسی، لازم است تأثیر شرایط رئولوژیکی بیمار به ویژه در مبتلایان به بیماری‌های مزمن نظیر دیابت مد نظر قرار بگیرد و شدت میدان مغناطیسی به گونه‌ای بهینه انتخاب شود که کارایی و ایمنی سیستم حفظ گردد.

فهرست علائم

$(\text{kg/m}^3)\rho_b$	چگالی خون
μ	ویسکوزیته دینامیکی خون (Pa·s)
μ_p	ویسکوزیته پایه (Pa·s)
$\dot{\gamma}$	نرخ برش (1/s)
τ	تانسور تنش برشی (Pa)

همچنین، مشاهده می‌شود که ذرات بزرگ‌تر (۱۰۰۰ نانومتر) در تمام شدت‌های میدان، راندمان جذب بالاتری نسبت به ذرات کوچک‌تر دارند. این موضوع را می‌توان به افزایش نیروی مغناطیسی خالص و کاهش نسبی اثر نوسانات براونی در ذرات بزرگ‌تر نسبت داد.

با وجود مزایای میدان‌های قوی‌تر، لازم است تأکید شود که در کاربردهای بالینی واقعی، ملاحظات ایمنی فیزیولوژیکی و محدودیت‌های فنی در اعمال میدان‌های مغناطیسی بالا نیز باید مد نظر قرار گیرد. بنابراین، این تحلیل‌ها بر ضرورت بهینه‌سازی همزمان شدت میدان، اندازه ذرات، و هندسه سامانه مغناطیسی برای دستیابی به عملکرد بهینه و ایمنی درمانی تأکید دارند.

نتیجه‌گیری

در این پژوهش، اثر مجموعه‌ای از پارامترهای فیزیکی و بیولوژیکی بر کارایی سامانه دارورسانی مغناطیسی در بیماران مبتلا به دیابت نوع ۲ با رویکرد عددی مورد بررسی قرار گرفت. نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها نشان داد که رفتار غیرنیوتنی خون بیماران دیابتی، به ویژه افزایش ویسکوزیته پلاسما، تأثیر مستقیمی بر افزایش نیروی درگ وارد بر نانوذرات دارد و در نتیجه موجب کاهش راندمان جذب آن‌ها در بافت هدف می‌شود. تحلیل همودینامیکی جریان خون در دو فاز اصلی چرخه قلبی یعنی سیستول و دیاستول نیز نشان داد که در فاز سیستول، بیشینه سرعت جریان و تنش برشی دیواره به طور قابل توجهی افزایش می‌یابد؛ مسئله‌ای که لزوم لحاظ کردن نوسانات دینامیکی قلب را در مدل‌سازی‌های دقیق دارورسانی مغناطیسی آشکار می‌سازد.

واژه‌نامه

پیشنهادی ویراستار	واژه لاتین	پیشنهادی نویسنده
	magnetic drug targeting	دارورسانی مغناطیسی
	magnetic field intensity	شدت میدان مغناطیسی
	wall shear stress	تنش برشی دیواره
بازده جذب	capture Efficiency	راندمان جذب
	magnetization	مغناطش
	basilar artery	سرخرگ قاعده‌ای
	posterior cerebral artery	سرخرگ مغزی پسین
	magnetic flux density	چگالی شار مغناطیسی
	scalar magnetic potential	پتانسیل اسکالر مغناطیسی

تقدیر و تشکر

τ_y	تنش تسلیم (Pa)
D	تانسور نرخ تغییر شکل (1/s)
$\vec{u}_b$	بردار سرعت خون (m/s)
$\vec{u}_p$	بردار سرعت ذره (m/s)
p	فشار (Pa)
n	شاخص رفتار جریان
m_p	پارامتر تنظیم کننده
$\vec{H}$	شدت میدان مغناطیسی (A/m)
$\vec{B}$	میدان مغناطیسی (T)
$\vec{M}$	مغناطیس (A/m)
M_s	مغناطیس اشباع (A/m)
$\vec{F}_d$	نیروی درگ (N)
$\vec{F}_m$	نیروی مغناطیسی (N)
$\vec{F}_b$	نیروی شناوری (N)
d_p	قطر نانوذره (nm)
ρ_p	چگالی نانوذره (kg/m ³)
V_p	حجم نانوذره (m ³)
Re_p	عدد رینولدز نانوذره
C_d	ضریب درگ
WSS	تنش برشی دیواره (Pa)
N_c	تعداد نانوذرات جذب شده
N_t	تعداد کل نانوذرات تزریق شده
CE	راندمان جذب (%)
A_{BA}	مساحت شریان بازیلار (m ²)
A_{RP}	مساحت شریان مغزی خلفی راست (m ²)
A_{LP}	مساحت شریان مغزی خلفی چپ (m ²)
L_m	طول آهن‌ربای استوانه‌ای (mm)
R_m	شعاع آهن‌ربای استوانه‌ای (mm)
χ	حساسیت مغناطیسی

مراجع

- [1] R. L. Siegel et al., "Cancer statistics," *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, vol. 73, pp. 17–48, 2023.
<https://doi.org/10.3322/caac.21763>
- [2] E. Mohebbi et al., "Iran Cancer Statistics in 2012 and projection of cancer incidence by 2035," *Basic & Clinical Cancer Research*, vol. 9, no. 3, pp. 3–22, 2017.

- [3] Z. Abbas and S. Rehman, *An overview of cancer treatment modalities*. Neoplasm, Rijeka: IntechOpen, 2018.
- [4] M. M. Selim et al., "A review of magnetic nanoparticles used in nanomedicine," *APL Materials*, vol. 12, p. 010601, 2024. [https://doi.org/ 10.1063/5.0174561](https://doi.org/10.1063/5.0174561)
- [5] R. Kamali, G. Keshavarzi, "Computational Simulation of Magnetic Drug Targeting in Human Body," in *Proceeding International Conference on Nanochannels, Microchannels, and Minichannels*, Canada, pp. 11–16, June 19–22, 2011. [https://doi.org/ 10.1115/ICNMM2011-58115](https://doi.org/10.1115/ICNMM2011-58115)
- [6] H. Badfar et al., "Numerical simulation of magnetic drug targeting to the stenosis vessel using Fe₃O₄ magnetic nanoparticles under the effect of magnetic field of wire," *Cardiovascular Engineering and Technology*, vol. 11, pp. 162–175, 2020. [https://doi.org/ 10.1007/s13239-019-00446-x](https://doi.org/10.1007/s13239-019-00446-x)
- [7] A. Ardalan et al., "The Effect of the Non-Newtonian Behavior of Blood on Capture Efficiency of Particles in a Vessel with a Local Symmetrical Stenosis," *Bio Nano Science*, vol. 14, pp. 919–929, 2024. <https://doi.org/10.1007/10.1007/s12668-024-01304-4>
- [8] M. C. Lindemann et al., "FEM based simulation of magnetic drug targeting in a multibranched vessel model," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 210, p. 106354, 2021. [https://doi.org/ 10.1016/j.cmpb.2021.106354](https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2021.106354)
- [9] Z. Xu et al., "Numerical simulation of magnetic drug targeting for lung cancer therapy using a bulk superconducting magnet," *Drug Delivery*, vol. 32, p. 2490836, 2025. [https://doi.org/ 10.1080/10717544.2025.2490836](https://doi.org/10.1080/10717544.2025.2490836)
- [10] A. A. Alizadeh et al., "Numerical investigation of the injection angle of carrier nanoparticles under the effect of different magnetic fields," *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 578, p. 170836, 2023. [https://doi.org/ 10.1016/j.jmmm.2023.170836](https://doi.org/10.1016/j.jmmm.2023.170836)
- [11] S. I. Bernad et al., "Hemodynamic effects on particle targeting in the arterial bifurcation for different magnet positions," *Molecules*, vol. 24, no. 13, p. 2509, 2019. <https://doi.org/10.3390/molecules24132509>
- [12] F. Mishima et al., "Development of magnetic field control for magnetically targeted drug delivery system using a superconducting magnet," *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, vol. 17, pp. 2303–2306, 2007. [https://doi.org/ 10.1109/TASC.2007.898413](https://doi.org/10.1109/TASC.2007.898413)
- [13] J. Sun et al., "Blood viscosity in subjects with type 2 diabetes mellitus: roles of hyperglycemia and elevated plasma fibrinogen," *Frontiers in Physiology*, vol. 13, p. 827428, 2022. [https://doi.org/ 10.3389/fphys.2022.827428](https://doi.org/10.3389/fphys.2022.827428)
- [14] E. Succurro et al., "Elevated whole blood viscosity is associated with an impaired insulin-stimulated myocardial glucose metabolism," *Cardiovascular Diabetology*, vol. 23, no. 431, 2024. [https://doi.org/ 10.1186/s12933-024-02513-7](https://doi.org/10.1186/s12933-024-02513-7)
- [15] L. J. Tamariz et al., "Blood viscosity and hematocrit as risk factors for type 2 diabetes mellitus: the atherosclerosis risk in communities (ARIC) study," *American Journal of Epidemiology*, vol. 168, pp. 1153–1160, 2008. <https://doi.org/10.1093/aje/kwn243>

- [16] P. Gyawali et al., "Erythrocyte aggregation and metabolic syndrome," *Clinical Hemorheology and Microcirculation*, vol. 57, pp. 73–83, 2014. <https://doi.org/10.3233/CH-131769>
- [17] M. Datta et al., "CFD simulation of arterial hypotension in a left anterior coronary artery section with potential clinical relevance," *Indian Chemical Engineer*, vol. 66, pp. 337–348, 2024. <https://doi.org/10.1080/00194506.2024.2368510>
- [18] A. G. Rahma et al., "Blood flow CFD simulation on a cerebral artery of a stroke patient," *SN Applied Sciences*, vol. 4, no. 261, 2022. <https://doi.org/10.1007/s42452-022-05149-y>
- [19] M. Mahmoodpour et al., "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*, vol. 61, p. 102207, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.jddst.2020.102207>