



شبیه سازی عددی هدایت نانوذرات مغناطیسی در محل دوشاخه شدن آئورت شکمی توسط میدان مغناطیسی سیم حامل جریان

صابر یکانی مطلق^{1*}، سالار دیهیم²

1- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی ارومیه، ارومیه

2- دانشجوی کارشناسی، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی ارومیه، ارومیه

* ارومیه، صندوق پستی 17165-57166 s.yekani@uut.ac.ir

چکیده

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 19 خرداد 1396

پذیرش: 20 تیر 1396

ارائه در سایت: 10 شهریور 1396

کلید واژگان:

دارورسانی مغناطیسی

نانوذرات مغناطیسی

فروپدیدینامیک

آئورت شکمی

نانوسیال

در این مقاله دارورسانی مغناطیسی توسط نانوذرات مغناطیسی که سطح آن با دارو پوشش داده شده است، به صورت عددی مطالعه می شود. بخشی از رگ مربوط به پای سمت راست که از آئورت شکمی جدا شده است به عنوان بافت هدف در نظر گرفته شده است. منبع مغناطیسی مورد استفاده یک تک سیم حامل جریان می باشد. مدل دوفاز بونگیورنو با در نظر گرفتن اثر نیروی مغناطیسی یعنی ترم مگنتو فورسس بهبود یافت. معادلات ناپایای حاکم با در نظر گرفتن نیروی کلویین ناشی از اثرات فروپدیدینامیکی، به روش حجم محدود و توسط الگوریتم پیزو گسسته سازی شد. تاثیر مکان سیم و مقدار جریان گذرنده از آن (1000، 2000، 3000، 4000 و 5000 آمپر) بر میزان و زمان تجمع دارو در بافت هدف مورد بررسی قرار گرفت. قطر نانوذرات 10 نانومتر و کسر حجمی آن 0.002 در نظر گرفته شده است. با توجه به نتایج، مکان منبع مغناطیسی بهتر است در بالادست بافت هدف و نزدیک به آن باشد. به علاوه استفاده از این روش میزان تجمع دارو در بافت هدف را می تواند تا 7.5 برابر افزایش دهد. از بین جریان های مطالعه شده بهترین عملکرد دارورسانی در جریان 2000 آمپر حاصل شد.

Numerical simulation of magnetic nanoparticle delivery at location of abdominal aortic bifurcation using single wire magnetic source

Saber Yekani Motlagh* Salar Deyhim

Department of Mechanical Engineering, Urmia University of Technology (UUT), Urmia, Iran

* P.O.B. 57166-17165, Urmia, Iran, s.yekani@uut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 09 June 2017
Accepted 11 July 2017
Available Online 01 September 2017

Keywords:

Magnetic drug delivery (MDD)
Magnetic nanoparticles
Ferrohydrodynamics (FHD)
Abdominal aorta
nanofluid

ABSTRACT

In this paper, drug coated magnetic nanoparticle delivery is numerically studied. The specific part of right foot vessel connected to the abdominal aorta is considered as target tissue. Single wire is applied as magnetic source. Buongiorno's two-phase model is modified by adding the magnetophoresis term to the volume fraction transport equation. Governing unsteady equations with ferrohydrodynamics Kelvin force as a source term is discretized with PISO based finite volume method. Effects of the location of magnetic source and magnitude of current carrying in wire (1000, 2000, 3000, 4000 and 5000 amperes) are investigated on residence time and deposition level of drug on target tissue. Flow is incompressible, unsteady, Newtonian, and its Reynolds number is 100, based on vessel diameter and maximum velocity at inlet. Diameter and volume fraction of nanoparticles are 10 nm and 0.002, respectively. From the results, location of wire should be near and upstream of the target tissue. Furthermore, by using this method deposition level of drug on target tissue can be increased by 7.5 times. Best drug delivery performance is seen for current magnitude of 2000 amperes. According to the results, magnetic drug delivery with magnetic nanoparticles is an efficient method for toxic cancer drugs.

1- مقدمه

نانومتر) که ته نشین و یا جذب یکدیگر نشده تشکیل توده ندهند. از طرفی برای جلوگیری از جذب و جلوگیری از لخته شدن نانوذرات مغناطیسی، سطح آن ها توسط لایه ی ماده کاهنده کشش سطحی پوشش داده می شود. نانوذرات دارای خواص و ویژگی های متفاوتی هستند که بسته به نوع و قطر متفاوت رفتارهای متفاوتی را از خود نشان می دهند [4]. در دهه های اخیر استفاده از نانو ذرات مغناطیسی که توسط داروهایی مثل داروی سرطان پوشش داده شده اند در دارورسانی مغناطیسی بسیار مورد توجه بوده است و بررسی های گسترده ای در این زمینه در حال انجام است [5]. در این روش داروی مورد

نانوسیالات ترکیبی از یک سیال پایه و نانوذرات با خواص و ویژگی های خاص می باشند که در کاربردهای متنوعی مانند کلکتورهای خورشیدی [1]، مبدل های حرارتی [2]، چگالنده ها [3] و ... می توانند استفاده شوند. نانوسیالات مغناطیسی یا فروسیالات دسته ای از نانوسیالات هستند که در آن ها نانوذرات مغناطیسی مانند اکسید آهن در داخل سیال زمینه مانند آب، روغن، خون و ... به صورت هموژن مخلوط می شوند. البته برای این که مخلوط هموژن و پایداری به دست آید نیاز است که ذرات زیاد بزرگ نباشند (در حدود 10

Please cite this article using:

S. Yekani Motlagh, S. Deyhim, Numerical simulation of magnetic nanoparticle delivery at location of abdominal aortic bifurcation using single wire magnetic source, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 9, pp. 65-74, 2017 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

نظر بر روی ذرات نانوی فرومغناطیس پوشش داده می شوند [6]، با حضور میدان مغناطیسی این مواد تحت تاثیر میدان قرار می گیرند و می توان آن ها را به محل مورد نظر که می تواند بافت سرطانی باشد، هدایت کرد [7] و [8]. استفاده از این روش بیشتر در درمان سرطان و تومورها بسیار مورد توجه بوده است. به این دلیل که استفاده از پرتو درمانی سلول های سالم بدن را همانند خود سلول های سرطانی تخریب می کند. شیمی درمانی هم باعث مسمومیت سیستمیک بدن شده و تنها به قسمت خاصی اثر نمی گذارد. با استفاده از روش دارورسانی مغناطیسی غلظت دارو در ناحیه مورد نظر از مقدار بالایی برخوردار خواهد بود و لذا مقدار داروی تزریقی را می توان کاهش داد و همچنین می توان دارو را در این مکان به دام انداخت و مانع از گردش دارو در کل بدن شد و در نتیجه عوارض جانبی ناشی از داروهای شیمی درمانی را به حداقل رساند [8] و [9]. وانگ و همکارانش [10] به صورت آزمایشگاهی دارورسانی مغناطیسی¹ را با استفاده از نانوکامپوزیت های سنتز آسان منگنز آهن - گرافن اکسید² مورد بررسی قرار دادند. نتایج نشان داد که مقدار ظرفیت دارویی که به خورد بافت هدف رفته است، افزایش می یابد و دوز داروی مصرفی به اندازه ای پایین آمده است که سمیت مواد حمل کننده دارو قابل صرف نظر کردن خواهد بود. پورمهران و همکارانش [11] به بررسی شبیه سازی دارورسانی مغناطیسی توسط ذرات بزرگ 2-6 میکرومتر داخل جریان هوا داخل نای توسط روش دوفاز اولپر-لاگرانژی در حضور میدان مغناطیسی خارجی غیریکنواخت پرداختند. آن ها مشاهده کردند که مقدار دارو در ناحیه هدف برای عدد مغناطیسی³ 1 تسلا⁴ و کمتر از آن با کاهش قطر ذرات کاهش می یابد. زیرزیراسکی [12] اثر میدان مغناطیسی یک سیم را بر فروسیال خون در محل گشادی رگ آنورت شکمی به صورت عددی مورد بررسی قرار داد. نتایج آن ها نشانگر این بود که میدان مغناطیسی بر گردابه تشکیل شده در بخش گشاد شده رگ، تنش برشی و انتقال حرارت آن شدیداً تاثیرگذار می باشد. همچنین بوس و برنجی [13] در سال 2015 در مورد دارورسانی مغناطیسی در جریان خون در رگ دوشاخه دارای تنگی با استفاده از روش دوفازی اولپر-لاگرانژی برای ذرات نسبتاً بزرگ با قطر 250 تا 500 نانومتر مطالعه کردند. آن ها تشکیل گردابه و تجمع زیاد ذرات مغناطیسی را در مجاورت منبع مغناطیسی مشاهده کردند. هاورکورت [14] به بهینه سازی دارورسانی با استفاده از میدان مغناطیسی پرداختند. آن ها از روش دوفاز اولپر-لاگرانژی استفاده کردند و فقط نیروی درگ و نیروی مغناطیسی وارد بر ذرات را در نظر گرفتند. کایال و همکاران [15] نیز به بررسی آزمایشگاهی و عددی جریان نانوذرات مغناطیسی در میحث دارورسانی داخل کانال پرداختند و مشاهده کردند که با افزایش دبی جریان سیال و کاهش شدت میدان مغناطیسی تمرکز ذرات در بافت هدف کاهش می یابد. همچنین آن ها تاثیر انتخاب محل صحیح برای تزریق، شدت میدان مغناطیسی و خواص نانوذرات در بهبود عملکرد را نشان دادند. حبیبی و همکاران [16] تاثیر گرایان های شدید میدان مغناطیسی را در ایجاد اختلال هنگام تزریق نانو ذرات با ابعاد 2 میکرومتر به جریان خونی ضربان دار مطالعه کردند. نتایج نشان دادند هنگامی که قلب در مرحله انقباضی قرار دارد سرعت خون افزایش می یابد و ذرات مغناطیسی از نزدیکی منبع مغناطیس دور می شود. هالوپکا و همکاران [17] دارورسانی مغناطیسی را با نانوذرات اکسید آهن به روش اولپر-لاگرانژی بررسی کردند. هدف آن ها از این کار مشخص کردن خواص فیزیکی

و مغناطیسی سنتز نانو ذرات به صورت آزمایشگاهی بود. فرهاد علی و همکاران [18] به صورت تحلیلی تاثیر میدان مغناطیسی بر جریان خون در یک رگ دوشاخه نامتقارن پرداختند که مهمترین نکته در این تحقیق این بود که میدان مغناطیسی اعمالی سبب کاهش سرعت خون و تجمع ذرات مغناطیسی می شود. هوشیار و همکاران [19] به مطالعه ای آزمایشگاهی هدایت مجموع نانوذرات مغناطیسی به روش دارورسانی مغناطیسی⁵ در رگ خونی پرداخته اند. نتایج نشان دهنده تسهیل و افزایش دقت هدایت مواد دارویی مغناطیسی شده در داخل بدن توسط منبع مغناطیسی بود. لووانو و پوانگمالی [20] به شبیه سازی عددی دارورسانی مغناطیسی به روش اولپر-لاگرانژی و بررسی اثر سه نوع هسته مغناطیسی (Fe_3O_4 , Fe_2O_3 , Fe) و ضخامت درای پوشش داده شده بر روی آن ها بر عملکرد این روش پرداختند. نتایج آن ها نشان داد که عملکرد دارورسانی تحت تاثیر ضخامت داروی پوشش داده شده بر روی نانوذرات نیست. پوندمن و همکاران [21] به بررسی بهبود دارورسانی مغناطیسی با استفاده از نانوسیم پرداختند. این آزمایش روی پای چپ یک موش انجام شد. تاثیر جانبی منفی در زمان تزریق نانوسیم ها مشاهده نشد، همچنین سیم های نانو تاثیری بر کبد و کلیه و طحال نشان ندادند. گریف و ریچاردسون [22] دارورسانی مغناطیسی را با استفاده از روش های ریاضی مدل سازی کردند. فرناندز و همکاران [23] تاثیر روش مگنتیک ایمپلنت⁶ را در هدایت و تاثیر آن ها روی نانوذرات در دارورسانی مغناطیسی بررسی کردند. آن ها آهن رباهای دائمی را به روش لاپروسکوپی در ارگان تحت تاثیر کاشتند و با استفاده از تزریق داخل وریدی ذرات تحت تاثیر آهن ربا قرار گرفته و در نواحی که تومور وجود داشت اثر کردند. این بررسی، نتایج بسیار امیدوار کننده ای را نسبت به روش اعمال میدان مغناطیسی خارجی در برداشت. نصو و همکاران [24] رفتار نانوذرات فرومغناطیس را در اطراف رگ های خونی و بافت ها تحت تاثیر میدان مغناطیسی بررسی و سه عدد بی بعد برای بیان رفتار جریان و نانوذرات در دارورسانی مغناطیسی ارائه کردند. آن ها نتایج خود را با مشاهدات ثبت شده در گذشته مقایسه کردند و توانستند به صورت کیفی و کمی پدیده های دیده شده در دارورسانی مغناطیسی را توجیه نمایند. لاریمی و همکاران [25] به شبیه سازی عددی نانوذرات مغناطیسی در رگ های شاخه ای پرداختند که در این بررسی جریان خون به صورت تراکم ناپذیر ناپایای نیوتنی در نظر گرفته شد. نتایج به دست آمده نشان داد که میدان مغناطیسی کسر حجمی ذرات را در محل مورد نظر افزایش می دهد اما در رگ هایی با عدد رینولدز بالا تاثیر روش دارورسانی مغناطیسی زیاد ملموس نیست. شرما و همکارانش [26] نیز تزریق نانوذرات مغناطیسی را در رگ با حضور میدان مغناطیسی مدل سازی عددی کردند. نتایج آن ها نشان داد که ذرات تحت تاثیر میدان مغناطیسی سرعتشان کم می شود و با افزایش فاصله بین منبع مغناطیسی و رگ به بیش از 4.5 سانتی متر ذرات تقریباً به صورت آزادانه حرکت می کنند و جذب بافت نمی شوند. بوگی و همکاران [27] توسط روش دوفازی اولپر-لاگرانژی انتقال داروی مغناطیسی را در عروق سلیاک تحت اثر میدان یک حلقه مربعی حامل جریان الکتریکی مورد بررسی عددی قرار دادند. اگیوتیس و همکاران [28] در سال 2016، نانوذرات سوپر پارا مغناطیس را در سیستم میکروسیال برای کاربردهای دارورسانی مورد مطالعه قرار دادند. آن ها در آزمایش روی سیستم خون رسانی از دو آهن ربا موازی دائمی برای ایجاد میدان مغناطیسی استفاده کردند. در نتیجه آن ها توانستند با اعمال جریان مغناطیسی دارو را کنترل کرده و به محل مورد نظر برسانند.

⁵ Magnetic drug delivery⁶ Magnetic implants¹ Magnetic drug targeting² Manganese ferrite/grapheme oxide³ Magnetic number⁴ tesla

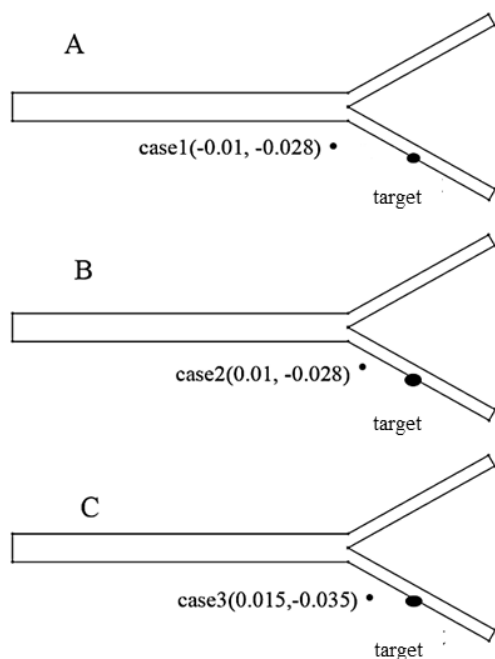


Fig. 2 wire and target location coordinate (cm)

شکل 2 مختصات قرار گیری سیم ها و ناحیه هدف (سانتی متر)

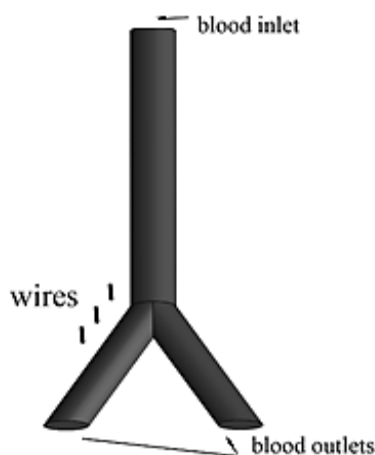


Fig. 3 three-dimensional view of vessel and wires

شکل 3 سه بعدی رگ و سیم های مسئله

جدول 1 موقیت مکانی سیم ها

Table 1 wires position

واحد	X	Y	حالت
m	-0.01	-0.028	1 ²
m	0.01	-0.028	2
m	0.015	-0.035	3

2-2- معادلات حاکم و شرایط مرزی

2-2-1- محاسبه خواص موثر نانوسیال مغناطیسی

برای محاسبه چگالی نانوسیالات مغناطیسی از روابط متداول در مورد مخلوط ها استفاده می شود.

چگالی نانو سیال مغناطیسی:

$$\rho_{ff} = \varphi \rho_p + (1 - \varphi) \rho_f \quad (1)$$

² case

اگلسیا و همکاران [29]، از نانوذرات مغناطیسی به صورت همزمان هم در هایپرترمیا و هم انتقال دارو استفاده کردند. میرزاباقی و همکاران [30]، به بررسی آزمایشگاهی دارورسانی مغناطیسی در یک مدل رگ همراه با گشادی پرداختند. بررسی نشان داد که سرعت فروسیال، قدرت میدان مغناطیسی و حجم آنوریسم پارامترهای مهمی در به دام انداختن نانوذرات هستند.

در کار حاضر هدف بررسی انتقال دارو توسط میدان مغناطیسی یک سیم حامل جریان در محل دو شاخه شدن آنورت شکمی به سمت بافت هدفی که در رگ پای راست واقع شده است، می باشد. برای اولین بار مدل دوفازی اوپلر-اوپلری که مختص نانوسیالات غیرمغناطیسی توسط بونگیورنو¹ [31] ارائه شده بود، برای حالت حضور میدان مغناطیسی برای نانوسیالات مغناطیسی (یا فروسیالات) بهبود داده و به کار گرفته شد.

2- هندسه مسئله، معادلات حاکم و شرایط مرزی

2-1- هندسه مسئله

مطالعات حاضر بر روی رگ آنورت شکمی قسمتی که جریان به دو شاخه تقسیم می شود، صورت گرفته است. قطر رگ ها در قسمت شکم 2 سانتی متر و در شاخه ها 1 سانتی متر مشابه رگ موجود در بدن انسان در نظر گرفته شده است. طول رگ در شکم و در شاخه ها به ترتیب 23 و 10 سانتی متر در نظر گرفته شده اند، (شکل 1). در رگ قسمتی به عنوان بافت هدف برای بررسی تاثیر میدان مغناطیسی بر روی دارو انتخاب شده که طول آن 1.1 سانتی متر و ابتدای آن در مختصات (0.031 - 0.035) و انتهای آن در مختصات (0.031، 0.035) (نسبت به مبدأ مختصاتی که در "شکل 1" نشان داده شده است، نقطه ای که رگ به دو قسمت تقسیم می شود) روی شاخه پایینی در نظر گرفته شده است. جریان دارو از سمت چپ رگ اصلی یا آنورت شکمی تزریق می شود "شکل 1" و با استفاده از میدان مغناطیسی اعمال شده به سمت ناحیه هدف هدایت می شود. میدان مغناطیسی با استفاده از سیمی که در نزدیکی رگ قرار گرفته است ایجاد می شود. بررسی ها در سه مکان مختلف، مطابق "شکل 2 و 3"، برای سیم صورت گرفته شده است. مختصات سیم ها در جدول 1، "شکل 2" و "شکل 3" آمده است.

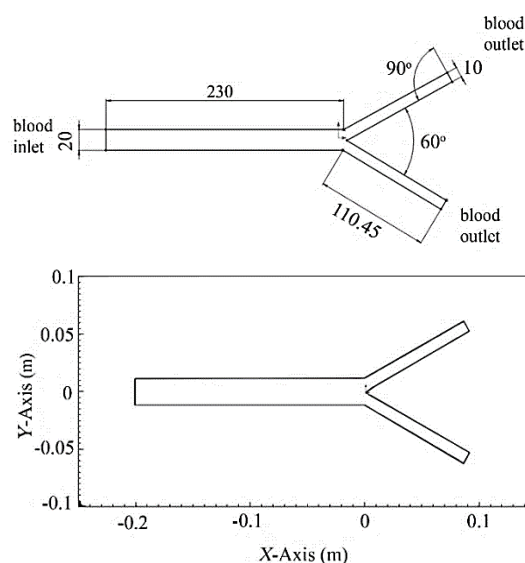


Fig. 1 shape of the vessel

شکل 1 شکل رگ

¹ Buongiorno

$$M = \chi(\varphi, T)H \quad (9)$$

که در رابطه (9) $\chi(\varphi, T)$ از معادله $\chi = 2\varphi\mu_0m_p^2/\pi d_p^3K_B T$ به دست می آید [32].

2-2-3- معادلات حاکم برای مدل بونگیورنوی بهبود یافته

با فرض جریان آرام، غیرقابل تراکم، ناپایا و بدون واکنش شیمیایی معادلات حاکم به صورت معادلات (10-12) خواهد بود.

معادله پیوستگی:

$$\nabla \cdot V = 0 \quad (10)$$

که در آن V بردار سرعت نانوسیال می باشد.

معادله مومنتم:

$$\rho_{ff}\left(\frac{\partial V}{\partial t} + V \cdot \nabla V\right) = -\nabla P + \nabla \cdot (\mu_{ff}\nabla V) + \mu_0 M \cdot \nabla H \quad (11)$$

در معادله (11) ترم منبع یعنی $F_{Kelvin} = \mu_0 M \nabla H$ نیروی کلون نامیده می شود که ناشی از منبع مغناطیسی به نانوسیال مغناطیسی (یا فروسیال) وارد می شود.

معادله کسر حجمی [31]:

$$\frac{\partial \varphi}{\partial t} + V \cdot \nabla \varphi = -\frac{1}{\rho_p} \nabla \cdot J_p \quad (12)$$

که در آن J_p بردار شار نانو ذرات می باشد. در مدل اوایلر-اوایلری دوفازی که بونگیورنو [31] برای انتقال نانوذرات غیرمغناطیسی ارائه کرد فقط اثر پخش براونین ($J_{p,T} = -\rho_p D_T \nabla T$) و ترموفورسس ($J_{p,B} = -\rho_p D_B \nabla \varphi$) را در نظر گرفت. در کار حاضر مدل بونگیورنو با در نظر گرفتن اثر نیروی مغناطیسی بر انتقال نانوذرات مغناطیسی یا ترم شار مگنتوفورسس ($J_{p,M} = -\rho_p D_B(\varphi/H)\xi L(\xi)\nabla H$)، بهبود پیدا کرد.

$$J_p = J_{p,B} + J_{p,T} + J_{p,M} = \rho_p \left[-D_B \nabla \varphi - D_T \frac{\nabla T}{T} + D_B \left(\frac{\varphi}{H} \right) \xi L(\xi) \nabla H \right] \quad (13)$$

با جاگذاری معادله (13) در (12) خواهیم داشت:

$$\frac{\partial \varphi}{\partial t} + V \cdot \nabla \varphi = \nabla \cdot \left[D_B \nabla \varphi + D_T \frac{\nabla T}{T} - D_B \left(\frac{\varphi}{H} \right) \xi L(\xi) \nabla H \right] \quad (14)$$

در کار حاضر مساله در شرایط هم دما حل خواهد شد. لذا اثرات ترموفورسس از معادله حذف می شود.

برای به دست آوردن حل خصوصی معادلات حاکم شرایط مرزی به صورت زیر تعریف می شوند.

در ورودی برای سرعت شرط مرزی پروفیل جریان توسعه یافته $V = V_{\max}(1 - (2y/D)^2)$ ، برای کسر حجمی $\varphi = \varphi_{\max}(1 - (2y/D)^2)$ و برای فشار گرادیان صفر در نظر گرفته شده است. در روابط مذکور ($V_{\max}$) سرعت ماکزیمم در آنورت D قطر رگ آنورت و $\varphi_{\max}$ مقدار ماکزیمم کسر حجمی نانوذرات در ورودی می باشد.

در خروجی برای سرعت و کسر حجمی شرط مرزی گرادیان صفر و برای فشار شرط مرزی فشار نسبی معلوم صفر در نظر گرفته شده است.

جدول 2 خواص سیال خون و نانو ذره (Fe_3O_4) در دمای $T=315K$

فاز	$\rho \left(\frac{kg}{m^3} \right)$	$\mu \left(\frac{kg}{ms} \right)$	$d_p (nm)$
نانوذرات (Fe_3O_4)	5200	-	10
سیال پایه خون	1050	3.2×10^{-3}	-

که در رابطه (1) اندیس های f ، ff و p به ترتیب مربوط به فروسیال (نانوسیال مغناطیسی)، سیال پایه و نانوذره بوده و φ نشان دهنده کسر حجمی نانوذرات می باشد. متاسفانه تعیین لزجت و رسانندگی نانوسیالات یکی از موضوعات چالشی بوده و ابهام های زیادی در این مورد وجود دارد. این امر به خاطر آن است که لزجت و رسانندگی نانوسیال ها تابع پارامترهای مختلفی چون خواص ذرات و سیال پایه، شکل و قطر ذرات، کسر حجمی ذرات، دما و غیره می باشد. بر این اساس روابط بهبود یافته و جدیدی برای تخمین دو خاصیت فوق مدام در حال انتشار می باشد. این وضعیت در مورد نانوسیال های مغناطیسی بدتر است چرا که این خواص گذشته از پارامترهای فوق الذکر به جهت و شدت میدان مغناطیسی وابسته اند. برخلاف نانوسیالات معمولی که لزجت و رسانندگی آن ها به صورت تابعی از پارامترهای مختلف ارائه شده است، تاکنون روابط دقیقی برای محاسبه خواص نانوسیال های مغناطیسی به صورت تابعی از شدت و امتداد میدان های مغناطیسی اعمالی ارائه نشده است که بتوان از آن ها در تحلیل های عددی بهره جست. لذا در کار حاضر برای محاسبه لزجت فروسیال از رابطه برینکمن به صورت رابطه (2) استفاده شده است:

$$\mu_{ff} = \mu_f / (1 - \varphi)^{2.5} \quad (2)$$

برای تخمین ضریب رسانندگی فروسیال از مدل همیلتون-کراسر استفاده شده است:

روابط (2) به صورت مکرر در تحلیل فروسیال ها استفاده شده است. خواص ترموفیزیکی سیال پایه و نانوذرات در جدول 2 آورده شده است.

2-2-2- مدل لانژوئن

رفتار نانوذرات مغناطیسی در داخل یک سیال پایه شبیه مولکول های یک گاز پارامغناطیس می باشد. قانون مغناطیس شدگی برای یک گاز پارامغناطیس بوسیله تابع لانژوئن¹ به صورت رابطه (6) می باشد. که در آن M_s مغناطیس شدگی اشباع نانوسیال مغناطیسی²، L تابع لانژوئن و ξ پارامتر لانژوئن بوده که به صورت روابط (4-7) تعریف می شوند.

$$M = M_s L(\xi) \quad (3)$$

$$M_s = \frac{6\varphi}{\pi d_p^3} m_p \quad (4)$$

$$L(\xi) = \coth(\xi) - \frac{1}{\xi} \quad (5)$$

$$\xi = \frac{\mu_0 m_p H}{k_B T} \quad (6)$$

گشتاور مغناطیسی نانوذرات اکسید آهن (Fe_3O_4) به صورت معادله (7) می باشد [32].

$$m_p = \frac{4\mu_B \pi d_p^3}{6 \times 91.25 \times 10^{-30}} \quad (7)$$

در روابط فوق، d_p نشان دهنده قطر نانوذره مغناطیسی (در این مقاله برابر 10nm در نظر گرفته شده است)، T معرف دمای مطلق می باشد. μ_B مگنتون بوهر³ و k_B ثابت بولتزمن⁴ بوده و مقادیر آن ها معادل با $k_B = 1.3806503 \times 10^{-23} J/K$ و $10^{-24} Am^2$ می باشد. تابع لانژوئن را می توان به صورت رابطه (8) نیز تقریب زد [32].

$$L(\xi) = \coth(\xi) - \frac{1}{\xi} = \frac{\xi}{3} \quad (8)$$

با توجه به روابط فوق می توان نتیجه گرفت که مغناطیس شدگی نانوسیال را می توان به صورت معادله (9) بر حسب H نوشت.

¹ Langevin function

² Saturation magnetization

³ Bohr magneton

⁴ Boltzmann constant

اعتبارسنجی کد حاضر به مرجع [35] و [36] ارجاع داده می شود. به علاوه برای اعتبارسنجی روش حل عددی مورد استفاده برای جریان فروسیال در حضور میدان مغناطیسی، ضریب اصطکاک C_f حاصل از مطالعه عددی حاضر با نتایج به دست آمده توسط تیزیرتزیلاسیس [12] در داخل رگ آنورت شکمی دارای گشادی در عدد رینولدز 100 (در حضور میدان مغناطیسی یک تک سیم) مقایسه شده است، (شکل 4-ب). در این مورد نیز سازگاری نسبتاً خوبی مابین نتایج مشاهده شد.

4- نتایج

در این بخش نتایج حاصل از شبیه سازی عددی هدایت مغناطیسی نانوذرات پوشش داده شده توسط دارو از آنورت شکمی به طرف بافت هدف واقع در رگ پای راست ارائه خواهد شد. کسر حجمی ماکزیمم نانوذرات مغناطیسی، قطر آن ها و عدد رینولدز براساس واقعیت به ترتیب 0.002، 10 نانومتر و 100 در نظر گرفته شده است. عدد رینولدز در داخل آنورت براساس سرعت ماکزیمم در آنورت ($V_{max} = 0.0152 \text{ m/s}$)، قطر رگ D و ویسکوزیته خون (ν) به صورت $Re = V_{max} D / \nu$ تعریف می شود. یک سیم حامل جریان به عنوان منبع مغناطیسی در نظر گرفته شده است. اثر مکان سیم و جریان

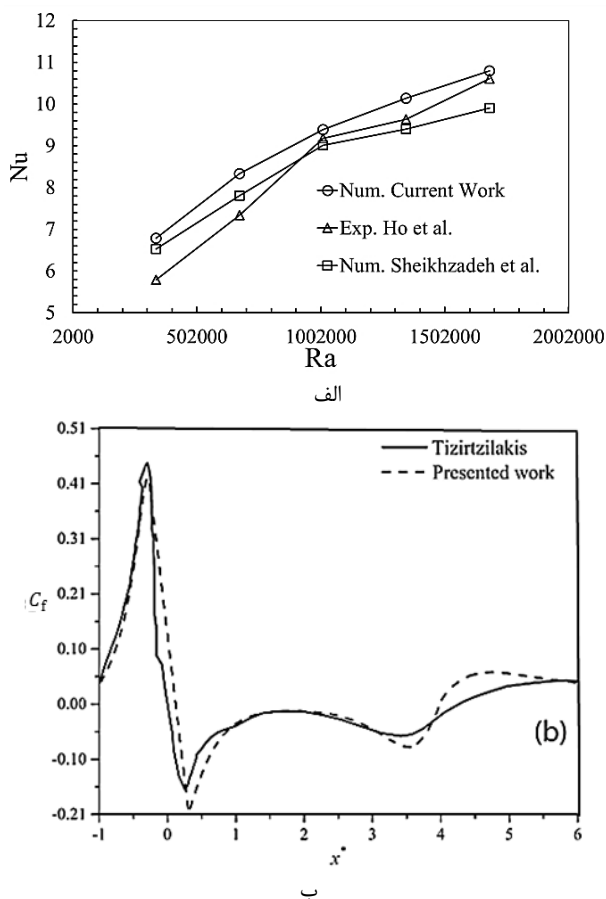


Fig. 4 The results of current numerical method in comparison with (a) the experimental results of Ho et al [33] and numerical result of Sheikhzadeh [34] for benchmark free convection of nanofluid inside the cavity, and (b) the results of Tizirtzilakis [12] inside anourismal.

شکل 4 نتایج روش عددی حاضر در مقایسه با الف- نتایج آزمایشگاهی هو و همکاران [33] و نتایج عددی شیخ زاده [34] برای مساله پایه جابجایی آزاد نانوسیال داخل محفظه، و ب- نتایج تیزیرتزیلاسیس [12] برای جریان فروسیال داخل آنورت شکمی دارای گشادی در حضور سیم حامل جریان

بر روی دیواره ها شرط عدم لغزش برای سرعت و برای کسر حجمی شار نانو ذره عمود بر سطح دیواره برابر صفر در نظر گرفته شده است که به فرم زیر خواهد بود.

$$J_p \cdot n = (J_{p,B} + J_{p,T} + J_{p,M}) \cdot n = 0 \quad (15)$$

که n بردار یک عمود بر سطح است. با حل معادله برای کسر حجمی شرط مرزی روی دیواره ها به فرم زیر به دست خواهد آمد:

$$\nabla \varphi \cdot n = \left(-\left(\frac{D_T}{D_B}\right) \frac{\nabla T}{T} + \left(\frac{\varphi}{H}\right) \xi L(\xi) \nabla H \right) \cdot n \quad (16)$$

همان طور که قبلاً اشاره شد در کار حاضر میدان یک سیم به عنوان منبع مغناطیسی در نظر گرفته شده است. اندازه قدرت میدان مغناطیسی سیم به صورت معادله (17) تعریف می شود.

$$H = \frac{I}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{(x-a)^2 + (y-b)^2}} \quad (17)$$

که در این رابطه (a, b) مختصات مکان سیم می باشد.

3- تنظیمات عددی، مطالعات مش و اعتبارسنجی کد

در کار حاضر کد با زبان C++ شی گرا به منظور بررسی دوفاز مسئله تزریق نانوذرات توسعه داده شده است. برای گسسته سازی معادلات پیوستگی، مومنتوم و انتقال جرم از روش حجم محدود استفاده شده است. از روش مرتبه دو بالا دستی به منظور درون یابی ترم های جابجایی و از روش مرتبه دو اختلاف مرکزی به منظور گسسته سازی ترم های نفوذ استفاده شده است. ترم های زمانی به روش ضمنی مرتبه دو گسسته شده اند. برای کوپل سرعت- فشار الگوریتم PISO مورد استفاده قرار گرفته است. عدد کورانت یا گام زمانی بی بعد 0.1 در نظر گرفته شده است.

شبکه محاسباتی به صورت سازمان یافته و توزیع اندازه شبکه به صورت یکنواخت در نظر گرفته شده است. در بررسی بر روی استقلال شبکه در بحرانی ترین حالت تعداد سلول های محاسباتی تا 34000 سلول افزایش داده شد. نتایج حل عددی در تعداد شبکه 27500 به استقلال می رسد. به طور مثال در جدول 3 نتایج میانگین زمانی کسر حجمی دارو (نانوذره ای که توسط دارو پوشش داده شده است) بر روی بافت هدف به ازای تعداد مش مختلف نشان داده شده است. مشاهده می شود که میانگین مقدار دارو روی بافت هدف با تغییر تعداد مش به بالاتر 27500 تغییر نمی کند. لذا این تعداد شبکه در کار حاضر برای محاسبات استفاده شده است.

برای اعتبارسنجی روش عددی مورد استفاده در حل دوفاز جریان نانوسیال به روش بونگیورنو، نتایج حاصل از مطالعه حاضر با نتایج آزمایشگاهی هو و همکاران [33] و نتایج عددی شیخ زاده [34]، حاصل از روش دوفازی بونگیورنو، در جریان پایه جابجایی طبیعی نانوسیال در داخل محفظه مقایسه شده است. در "شکل 4-الف" نتایج تغییرات عدد نوسلت برحسب عدد رایلی را برای کار حاضر و نتایج آزمایشگاهی و عددی مذکور نشان داده شده است. نتایج نشانگر همخوانی نسبتاً خوب کار حاضر با نتایج آزمایشگاهی و سایر تحقیقات عددی است. برای جزئیات بیشتر در مورد

جدول 3 نتایج بررسی عددی مش بندی

Table 3 result of mesh study

تعداد سلول	مقدار میانگین زمانی کسر حجمی دارو بر روی بافت هدف در بازه زمانی 40 تا 70 ثانیه
16500	8.49E-04
24000	8.49E-04
27500	1.02E-03
30000	1.02E-03
34000	1.02E-03

سیم نزدیک می شود و در ثانیه تقریباً 41 اثر نیروی کلون و ترم مگنتوفورسس بر اثرات ادویشن و نفوذ براونی غالب شده و دارو به سمت شاخه راست، که بافت هدف در آن قسمت قرار دارد، تمایل پیدا می کند. در لحظه 45 ثانیه بیشتر دارو وارد شاخه سمت راست می شود. البته در زمان های بعدی نیروی کلون سبب ایجاد گردابه ای در محل ورودی رگ سمت راست می شود، لذا این گردابه تا حدی ورودی این رگ را مسدود و سبب می شوند که بخشی از دارو به سمت رگ سمت چپ منتقل شود. این اتفاق در لحظه 50 قابل مشاهده است. در "شکل 7" در نمایی نزدیک گردابه تشکیل شده در ورودی رگ سمت راست نشان داده شده اند. نکته قابل توجه این است که داروی وارد شده به رگ سمت چپ توسط جریان از این رگ خارج می شود ولی آن بخش از دارو که وارد رگ راست شده است، در محل سیم که در حوالی بافت هدف است، تجمع پیدا می کند و اصطلاحاً یک قطره دارو در نزدیکی محل سیم، در بالادست بافت هدف ایجاد می کند (لحظات 60 به بعد). در این لحظات به صورت تدریجی دارو از این قطره به داخل جریان خون نفوذ پیدا کرده و توسط جریان به سمت پایین دست قطره که بافت هدف در آنجا قرار دارد منتقل می شود. لذا این قطره دارو از این نظر که در واقع منبعی است که در لحظات بعدی تامین کننده داروی انتقالی به بافت هدف است اهمیت زیادی می تواند داشته باشد. با توجه به "شکل 8" و "شکل 9" که به ترتیب برای حالت 2 و حالت 3 می باشند، مطابق با "شکل 2" با نزدیکتر شدن سیم به محل بافت هدف روند کیفی انتقال دارو مشابه با روند توضیح داده شده برای حالت 1 می باشد با این تفاوت که مسلماً از نظر کمی مقدار دارو در محل بافت هدف متفاوت خواهد بود.

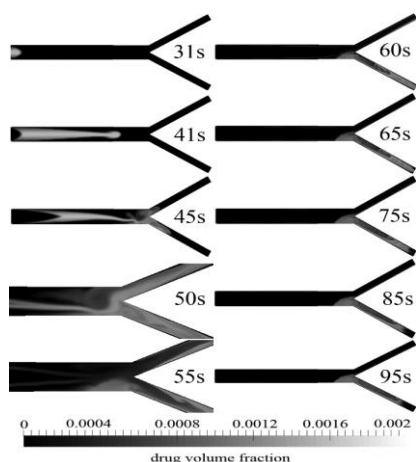


Fig. 6 volume fraction of drug for case 1, $\phi=0.002$, $I=3000$

شکل 6 کسر حجمی دارو برای حالت 1، $\phi=0.002$ ، $I=3000$

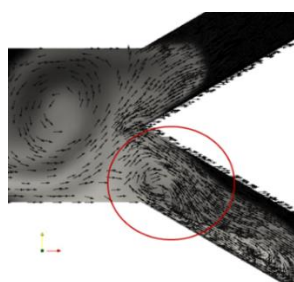


Fig. 7 close view of formed vortex in entrance of right vessel at time 50 for case 1, $\phi=0.002$, $I=3000$

شکل 7 نمای نزدیک از گردابه موجود در ورودی رگ سمت راست در ثانیه 50، حالت 1، $\phi=0.002$ ، $I=3000$

گذرنده از سیم بر عملکرد دارورسانی مطالعه می شود. فرآیند شبیه سازی به این صورت می باشد که از زمان 0 تا 30 ثانیه دارو تزریق نمی شود و فقط خون جریان دارد تا به حالت پایا برسد. در بازه زمانی 30 تا 40 ثانیه دارو از مرز ورودی تزریق می شود. میدان مغناطیسی از ثانیه 30 تا انتهای شبیه سازی به صورت پیوسته اعمال می شود. در حالی که بعد از زمان 40 ثانیه تزریق دارو متوقف می شود.

4-1- بررسی تاثیر موقیت سیم

در مسئله موردنظر ابتدا تاثیر موقعیت سیم بر روی نحوه انتشار دارو در داخل رگ مورد بررسی قرار می گیرد. سه موقعیت مکانی مختلف برای سیم مطابق با جدول 1 در نظر گرفته شده است. شماتیک مسائل مورد بررسی در سه حالت 1، حالت 2 و حالت 3 در "شکل 2 و 3" نشان داده شده است. مقدار جریان عبوری از همه سیم ها یکسان و برابر 3000 آمپر می باشد.

در "شکل 5" کسر حجمی نانوذرات پوشش داده شده توسط دارو در حالتی که میدان مغناطیسی وجود ندارد یعنی جریان گذرنده از سیم صفر آمپر است در زمان های مختلف نشان داده شده است. نوار رنگی در شکل ها کسر حجمی نانوذرات پوشش داده شده توسط دارو را نشان می دهد. دیده می شود که در این حالت پس از تزریق دارو در ثانیه 30 دارو توسط جریان ادوکت می شود و در حین حرکت بخشی از دارو به واسطه ترم براونین در خون نفوذ پیدا می کند. تقریباً در ثانیه 45 دارو به محل دوشاخه می رسد و در این محل جریان نانوذرات به دو قسمت مساوی تقسیم و تقریباً بدون مکث بر روی بافت هدف از این محل دور می شود. از لحظه تقریباً 65 ثانیه به بعد دارو به طور کلی از رگ ها خارج می شود. به همین دلیل است که داروهای سرطانی که خود سمی هستند در حالت های معمول نیاز است که با دوز بالا و به مدت طولانی در سیستم گردش خون جریان داشته باشند که نهایتاً به بافت هدف نفوذ پیدا کنند. از آنجا که این داروها توسط سلول های گیرسرطانی نیز جذب می شوند، این سلول های سالم را نیز از بین می برند. "شکل 6" تغییرات کسر حجمی نانوذرات را برای حالت 1، که موقیت سیم برای این حالت در جدول 1 و "شکل 2" ارائه شده است، نشان می دهد. مشاهده می شود که پس از تزریق در ثانیه 30 دارو توسط جریان به محل

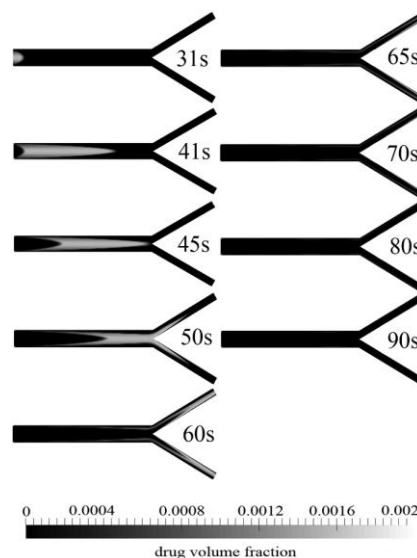


Fig. 5 volume fraction of drug for case 2, $\phi=0.002$, $I=0$

شکل 5 کسر حجمی دارو برای حالت $\phi=0.002$ ، $I=0$

(حالت 3)، مدت زمان به دام افتادن دارو تغییر چندانی نمی کند ولی مقدار دارو در محل بافت بیشتر می شود. این نتایج نشانگر این است که با استفاده از میدان مغناطیسی و استفاده از نانوذرات مغناطیسی این امکان فراهم می شود که دوز تزریقی داروهای سمی بیماری هایی چون سرطان را کاهش داد و دارو را در مکان بافت موردنظر برای مدت طولانی به دام انداخت. در ادامه مقاله در حالت حالت 3 که نتایج بهتری حاصل شد، اثر مقدار جریان سیم بر فرآیند انتقال دارو به بافت هدف مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

4-2- بررسی تاثیر مقدار جریان سیم بر روی هدایت دارو

در ادامه مکان سیم در حالت حالت 3 ثابت نگه داشته می شود و اثر تغییرات مقدار جریان سیم به مقادیر 1000، 2000، 3000، 4000 و 5000 بر روی هدایت دارو به سمت بافت هدف مورد بررسی قرار می گیرد. در "شکل 11" تغییر کسر حجمی دارو در طول زمان برای حالتی که جریان سیم برابر با 1000 آمپر است ارائه شده است. نتایج نشانگر این است که در این جریان مقدار نیروی کلین و اثرات مگنتوفورسس به اندازه ای نیست که دارو را کاملاً به طرف رگ سمت راست هدایت کند. در نتیجه مقدار کمی داروی اضافی وارد رگ سمت راست می شود. به علاوه، داروی وارد شده به این رگ به سمت

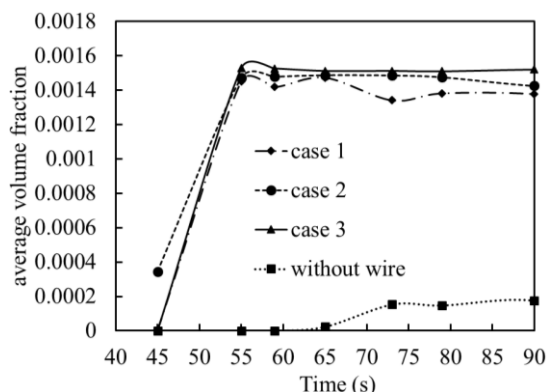


Fig. 10 the chart of effect of different locations of wires on drug capturing in $\varphi = 0.002$, $I=3000$

شکل 10 نمودار تاثیر مکان های مختلف سیم بر روی بدام انداختن دارو در ناحیه هدف، $I=3000$ ، $\varphi = 0.002$

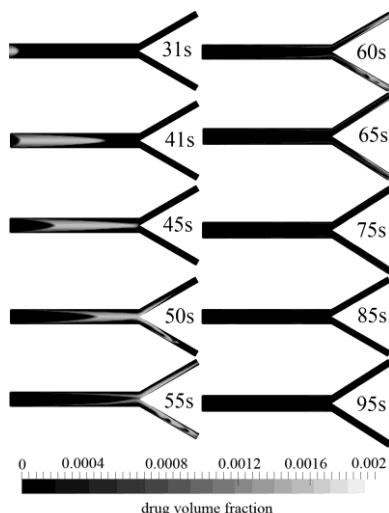


Fig. 11 volume fraction of drug for case 3, $\varphi=0.002$, $I=1000$

شکل 11 کسر حجمی دارو برای حالت 3، $\varphi=0.002$ ، $I=1000$

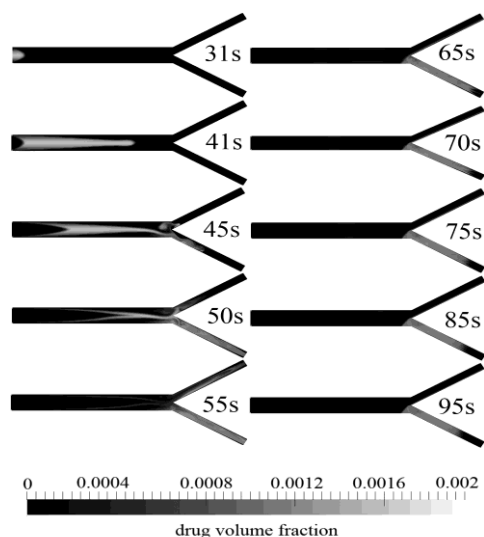


Fig. 8 volume fraction of drug for case 2, $\varphi = 0.002$, $I=3000$

شکل 8 کسر حجمی دارو برای حالت 2، $\varphi = 0.002$ ، $I=3000$

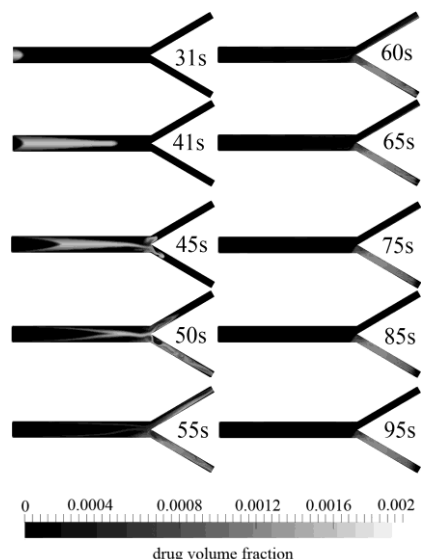


Fig. 9 volume fraction of drug for case 3, $\varphi=0.002$, $I=3000$

شکل 9 کسر حجمی دارو برای حالت 3، $\varphi=0.002$ ، $I=3000$

به منظور بررسی کمی تر، در "شکل 10" تغییرات مقدار میانگین مکانی کسر حجمی دارو روی بافت هدف در طول زمان برای حالت های مختلف مقایسه شده است. با توجه به شکل مشاهده می شود که در حالتی که جریان سیم صفر است یا به عبارت دیگر سیم وجود ندارد فقط در بازه زمانی 65 تا 100 ثانیه مقدار کمی دارو (در حدود کسر حجمی 0.002) در محل بافت هدف به دام افتاده است. این پدیده به این علت است که دارو توسط جریان خون از رگ سمت راست به کلی خارج می شود. در صورتی که در هر سه حالت که سیم در مکان های مختلف حضور دارد، از ثانیه 50 به بعد تا انتهای مدت زمان مورد بررسی مقدار کسر حجمی به حدود 0.0015، یعنی تقریباً 7.5 برابر حالت بدون سیم، می رسد. علت این که دارو مدت زمان زیادی در محل بافت هدف حضور دارد پدیده تشکیل قطره دارو و تغذیه بافت از این محل می باشد که قبلاً توضیح داده شد. در نتیجه حضور میدان مغناطیسی هم مدت زمان حضور دارو و هم مقدار دارو را در محل بافت هدف افزایش می دهد. به علاوه، نتایج نشانگر این است که هر چه سیم به محل بافت هدف نزدیک تر می شود

هدف رسیده است مقدار دارو بر روی بافت هدف ماکزیمم است. پس از این لحظه به دلیل این که قطره دارو تشکیل نمی‌شود و دارو توسط جریان خون از رگ سمت راست خارج می‌شود، کسر حجمی دارو کاهش یافته به سمت صفر میل می‌کند. در مقدار جریان‌های الکتریکی بیشتر از 1000 مشاهده می‌شود که از زمان ثانیه 50 به بعد همان‌طور که قبلاً توضیح داده شد، چون قطره دارو به‌عنوان منبع تامین دارو برای بافت هدف تشکیل می‌شود تا انتهای شبیه‌سازی دارو در بافت هدف به‌صورت مقدار تقریباً ثابت حضور دارد. به‌علاوه، به این دلیل که در جریان 2000 آمپر در ورودی رگ سمت راست گردابه‌های مسدود کننده جریان ایجاد نمی‌شوند مقدار دارو نسبت به سایر حالت‌ها بیشتر است.

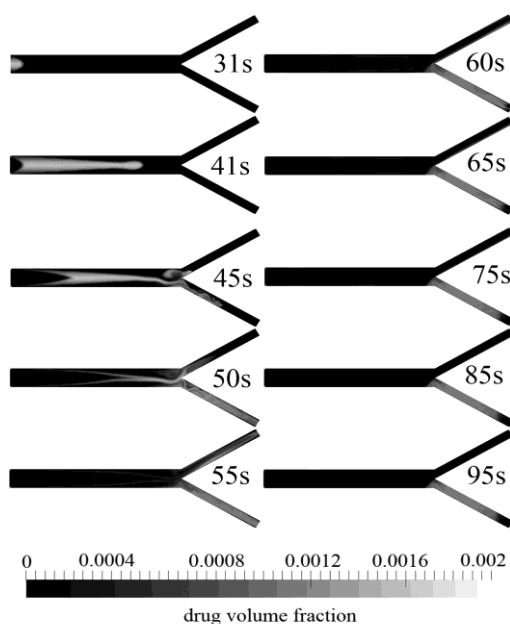


Fig. 13 volume fraction of drug for case 3, $\phi=0.002$, $I=4000$
شکل 13 کسر حجمی دارو برای حالت 3، $\phi=0.002$ ، $I=4000$

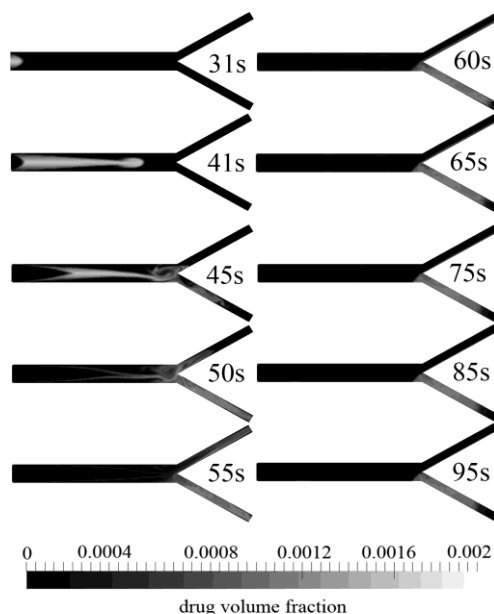


Fig. 14 volume fraction of drug for case 3, $\phi=0.002$, $I=5000$
شکل 14 کسر حجمی دارو برای حالت 3، $\phi=0.002$ ، $I=5000$

بافت هدف جذب نمی‌شود. همچنین قطره دارو در این حالت تشکیل نمی‌شود و پس از مدتی کلاً دارو از رگ خارج می‌شود. لذا انتظار می‌رود دارو مدت زمان محدودی در محل بافت به دام بیفتد.

با توجه به تغییرات کسر حجمی دارو با زمان برای جریان 2000 آمپر که در "شکل 12" نشان داده شده است، در این جریان مقدار نیروی کلون و اثرات مگنتوفورسس به اندازه‌ای است که با توجه به شکل در زمان 50 ثانیه بیشتر مقدار دارو وارد رگ سمت راست شده است. به علاوه در زمان 55 واضح است که گردابه‌ای در ورودی رگ سمت راست تشکیل نشده است و این باعث شده که مقدار بسیار کمی از دارو به طرف رگ سمت چپ برود. همچنین برخلاف جریان 1000 آمپر در این حالت قطره دارو در محل سیم تشکیل می‌شود و انتظار می‌رود که این قطره به عنوان منبع تامین دارو سبب حضور دارو به مدت بسیار طولانی در محل بافت هدف شود.

برای جریان 3000 آمپر که نتایج آن در بخش قبل، در "شکل 9" ارائه و توضیح داده شد، روند تغییرات کسر حجمی مشابه جریان 2000 بود با این تفاوت که در زمان 50 تشکیل گردابه در ورودی رگ سمت راست مشاهده شد که این گردابه مانع ورود دارو به این قسمت می‌شد. لذا انتظار می‌رود مقدار دارو در بافت هدف برای جریان 2000 آمپر بیشتر از جریان 3000 آمپر باشد.

با افزایش جریان سیم به 4000 آمپر "شکل 13" و 5000 آمپر "شکل 14" روند مشابهی برای تغییرات کسر حجمی با جریان 3000 آمپر مشاهده می‌شود. با این تفاوت که به دلیل بیشتر شدن نیروی کلون گردابه‌های بیشتری در این حالت‌ها در ورودی رگ سمت راست ایجاد می‌شوند. در نتیجه به دلیل مسدود شدن بیشتر ورودی رگ سمت راست میزان ورود دارو به این شاخه با افزایش جریان سیم کاهش می‌یابد. با این توضیحات به نظر می‌رسد که در جریان 2000 آمپر میزان به دام افتادن دارو در محل بافت هدف از سایر حالت‌ها بیشتر باشد. به‌منظور بررسی کمی این موضوع در "شکل 15" میانگین مکانی کسر حجمی دارو بر روی بافت هدف در طول زمان رسم شده است. با توجه به شکل در جریان 1000 آمپر در فاصله زمانی 50 تا 60 ثانیه که با توجه به "شکل 11" دارو توسط جریان خون به نزدیکی محل بافت

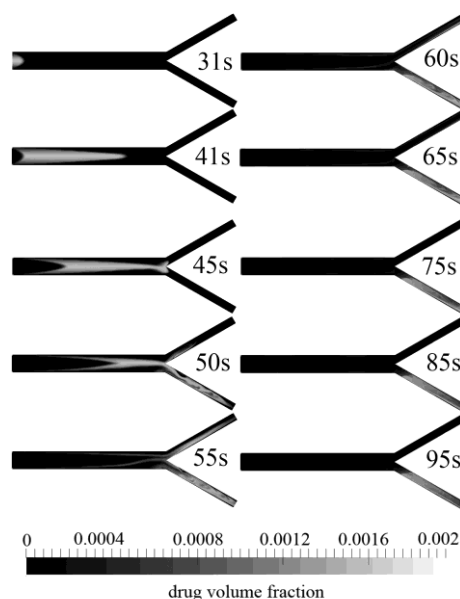


Fig. 12 volume fraction of drug for case 3, $\phi=0.002$, $I=2000$
شکل 12 کسر حجمی دارو برای حالت 3، $\phi=0.002$ ، $I=2000$

6- فهرست علائم

d_p	قطر نانوذره
H	بردار میدان مغناطیسی
I	شدت جریان گذرنده از سیم
J_p	بردار شار نانو ذره
k_B	ثابت بولتزمن
k_f	ضریب رسانندگی سیال پایه
k_{ff}	ضریب رسانندگی فرو سیال
k_p	ضریب رسانندگی نانو ذرات
L	تابع لانژوئن
M	بردار مغناطیس شدگی
M_s	مغناطیس شدگی اشباع نانوسیال مغناطیسی
m_p	گشتاور مغناطیسی
Re	عدد رینولدز
T	دمای مطلق
V	بردار سرعت نانو سیال

علائم یونانی

ϕ	کسر حجمی
μ_f	لزجت سیال
μ_{ff}	لزجت فروسیال
ξ	پارامتر لانژوئن
μ_B	مگنتون بوهر
μ_0	ثابت تراوایی خلا
ρ_p	چگالی ذره مغناطیسی
ρ_{ff}	چگالی فرو سیال
X	قابلیت مغناطیس پذیری

زیر نویس ها

f	سیال پایه
ff	فروسیال
P	نانوذره

7- مراجع

- [1] J. Ghandehari, A. Kianifar, Experimental investigation on the effect of iron oxide nanofluid on the exergy efficiency of flat-plate solar collectors in the building, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 3, pp. 217-221, 2016. (in Persian فارسی)
- [2] A. A. Asadi, M. M. Heyhat, Study of using nanofluid in shell and tube heat exchangers with different sizes, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 3, pp. 455-458, 2017. (in Persian فارسی)
- [3] H. R. T. Bahrami, S. Zareie, H. Saffari, A numerical analysis of dropwise condensation of nanofluid on an inclined flat plate, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 3, pp. 105-114, 2017. (in Persian فارسی)
- [4] S. Darling, S. Bader, A materials chemistry perspective on nanomagnetism, *Journal of Materials Chemistry*, Vol. 15, No. 39, pp. 4189-4195, 2005.
- [5] J. M. Shen, F. Y. Gao, T. Yin, H. X. Zhang, M. Ma, Y. J. Yang, F. Yue, cRGD-functionalized polymeric magnetic nanoparticles as a dual-drug delivery system for safe targeted cancer therapy, *Pharmacological Research*, Vol. 70, No. 1, pp. 102-115, 2013.
- [6] H. Wang, Y. Zhao, Y. Wu, Y. I. Hu, K. Nan, G. Nie, H. Chen, Enhanced anti-tumor efficacy by co-delivery of doxorubicin and paclitaxel with amphiphilic methoxy PEG-PLGA copolymer nanoparticles, *Biomaterials*, Vol. 32, No. 32, pp. 8281-8290, 2011.
- [7] A. S. Lübbe, C. Alexiou, C. Bergemann, Clinical applications of magnetic drug targeting, *Journal of Surgical Research*, Vol. 95, No. 2, pp. 200-206, 2001.
- [8] J. M. Llovet, J. Bruix, Novel advancements in the management of hepatocellular carcinoma in 2008, *Journal of Hepatology*, Vol. 48, pp. S20-

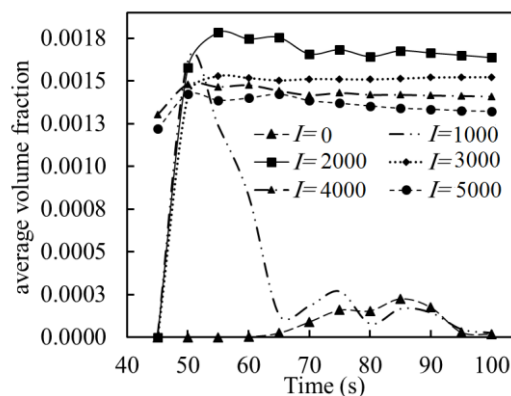


Fig. 15 influence of different amperage in drug targeting, location case3, $\phi = 0.002$

شکل 15 تاثیر شدت جریان های مختلف در هدایت و به دام انداختن دارو در ناحیه هدف، موقعیت مکانی حالت 3، $\phi = 0.002$

5- نتیجه گیری نهایی

در کار حاضر به بررسی عددی اثر مکان و مقدار جریان گذرنده از سیم بر هدایت نانوذرات پوشش داده شده توسط دارو با قطر 10 نانومتر و کسر حجمی 0.002 به طرف بافت هدف واقع در رگ پای سمت راست جدا شده از آنورت شکمی پرداخته شد. معادله بهبودیافته بونگیورنو با اضافه کردن ترم مگنتوفورسس به دست آمد و معادلات ناپایای حاکم به روش حجم محدود و الگوریتم پیرو حل شد. با توجه به نتایج به موارد زیر می توان اشاره کرد:

- در حالت بدون وجود سیم دارو به مدت کم و به مقدار کم به محل بافت هدف نفوذ و آنجا تجمع پیدا می کند.
- هر چه منبع مغناطیسی که در بالادست بافت هدف است به بافت هدف نزدیکتر باشد عملکرد بهتری از نظر دارورسانی به دست می آید.
- وقتی جریان گذرنده از سیم کم است (حدود 1000 آمپر) ترم مگنتوفورسس معادله انتقال کسر حجمی و نیروی کلون به دلیل کم بودن، قادر به جذب دارو به سمت بافت هدف نیست.
- در حالتی که جریان گذرنده از سیم زیاد است (بالتر از 3000 آمپر) مقدار زیاد نیروی کلون سبب ایجاد گردابه هایی در ورودی رگ سمت راست که بافت هدف در آنجا قرار دارد شده، باعث کاهش تجمع دارو در آنجا می شود.

در مقدار جریان الکتریکی متوسط (حدود 2000 آمپر) و زیاد (بالتر از 3000 آمپر) قطره دارو در بالادست بافت هدف در نزدیکی محل سیم تشکیل می شود که عامل مهم در افزایش زمان ماندگاری دارو در بافت هدف است.

در مقدار جریان متوسط (حدود 2000) در ورودی رگ سمت راست گردابه ایجاد نمی شود و به همین دلیل در این جریان بهترین عملکرد دارورسانی مغناطیسی مشاهده شد.

نتایج کار حاضر نشانگر این است که مدل بونگیورنوی بهبودیافته به خوبی پدیده هدایت نانوذرات پوشش داده شده توسط دارو به وسیله میدان مغناطیسی را مدل سازی می کند. به علاوه، مقاله حاضر تصدیق کننده این موضوع است که این روش سبب افزایش تجمع و زمان حضور دارو در محل بافت هدف شده و در صورت استفاده از این روش می توان دوز داروهای سمی که مثلا در درمان انواع سرطان استفاده می شود را کم کرد.

- 293, No. 1, pp. 455-463, 2005.
- [23] R. Fernández-Pacheco, J. G. Valdivia, M. R. Ibarra, Magnetic nanoparticles for local drug delivery using magnetic implants, *Micro and Nano Technologies in Bioanalysis: Methods and Protocols*, Vol. 311, No. 1, pp. 559-569, 2009.
- [24] A. Nacev, C. Beni, O. Bruno, B. Shapiro, The behaviors of ferromagnetic nano-particles in and around blood vessels under applied magnetic fields, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 323, No. 6, pp. 651-668, 2011.
- [25] M. Larimi, A. Ramiar, A. Ranjbar, Numerical simulation of magnetic nanoparticles targeting in a bifurcation vessel, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 362, pp. 58-71, 2014.
- [26] S. Sharma, V. Katiyar, U. Singh, Mathematical modelling for trajectories of magnetic nanoparticles in a blood vessel under magnetic field, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 379, pp. 102-107, 2015.
- [27] A. Boghi, F. Russo, F. Gori, Numerical simulation of magnetic nano drug targeting in a patient-specific coeliac trunk, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 437, pp. 86-97, 2017.
- [28] L. Agiotis, I. Theodorakos, S. Samothrakitis, S. Papazoglou, I. Zergioti, Y. Raptis, Magnetic manipulation of superparamagnetic nanoparticles in a microfluidic system for drug delivery applications, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 401, pp. 956-964, 2016.
- [29] G. Iglesias, A. Delgado, F. González-Caballero, M. Ramos-Tejada, Simultaneous hyperthermia and doxorubicin delivery from polymer-coated magnetite nanoparticles, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 431, pp. 294-296, 2017.
- [30] S. Mirzababaei, T. B. Gorji, M. Baou, M. Gorji-Bandpy, N. Fatourae, Investigation of magnetic nanoparticle targeting in a simplified model of small vessel aneurysm, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 426, pp. 126-131, 2017.
- [31] J. Buongiorno, Convective transport in nanofluids, *Journal of Heat Transfer*, Vol. 128, No. 3, pp. 240-250, 2006.
- [32] H. Aminfar, M. Mohammadpourfard, S. A. Zonouzi, Numerical study of the ferrofluid flow and heat transfer through a rectangular duct in the presence of a non-uniform transverse magnetic field, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 327, pp. 31-42, 2013.
- [33] C. Ho, W. Liu, Y. Chang, C. Lin, Natural convection heat transfer of alumina-water nanofluid in vertical square enclosures: An experimental study, *International Journal of Thermal Sciences*, Vol. 49, No. 8, pp. 1345-1353, 2010.
- [34] G. A. Sheikhzadeh, M. Dastmalchi, H. Khorasanizadeh, Effects of nanoparticles transport mechanisms on Al 2 O 3-water nanofluid natural convection in a square enclosure, *International Journal of Thermal Sciences*, Vol. 66, pp. 51-62, 2013.
- [35] S. Y. Motlagh, H. Soltanipour, Natural convection of Al 2 O 3-water nanofluid in an inclined cavity using Buongiorno's two-phase model, *International Journal of Thermal Sciences*, Vol. 111, pp. 310-320, 2017.
- [36] S. Y. Motlagh, S. Taghizadeh, H. Soltanipour, Natural convection heat transfer in an inclined square enclosure filled with a porous medium saturated by nanofluid using Buongiorno's mathematical model, *Advanced Powder Technology*, Vol. 27, No. 6, pp. 2526-2540, 2016.
- S37, 2008.
- [9] R. Jurgons, C. Seliger, A. Hilpert, L. Trahms, S. Odenbach, C. Alexiou, Drug loaded magnetic nanoparticles for cancer therapy, *Journal of Physics: Condensed Matter*, Vol. 18, No. 38, pp. S2893, 2006.
- [10] G. Wang, Y. Ma, L. Zhang, J. Mu, Z. Zhang, X. Zhang, H. Che, Y. Bai, J. Hou, Facile synthesis of manganese ferrite/graphene oxide nanocomposites for controlled targeted drug delivery, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 401, pp. 647-650, 2016.
- [11] O. Pourmehran, M. Rahimi-Gorji, M. Gorji-Bandpy, T. Gorji, Simulation of magnetic drug targeting through tracheobronchial airways in the presence of an external non-uniform magnetic field using Lagrangian magnetic particle tracking, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 393, pp. 380-393, 2015.
- [12] E. Tzirtzilakis, Biomagnetic fluid flow in an aneurysm using ferrohydrodynamics principles, *Physics of Fluids*, Vol. 27, No. 6, pp. 061902, 2015.
- [13] S. Bose, M. Banerjee, Magnetic particle capture for biomagnetic fluid flow in stenosed aortic bifurcation considering particle-fluid coupling, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 385, pp. 32-46, 2015.
- [14] J. Haverkort, S. Kenjereš, Optimizing drug delivery using non-uniform magnetic fields: a numerical study, *Proceeding of 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, Antwerp, Belgium: Springer Berlin Heidelberg, pp. 2623-267, November 2008.
- [15] S. Kayal, D. Bandyopadhyay, T. K. Mandal, R. V. Ramanujan, The flow of magnetic nanoparticles in magnetic drug targeting, *RSC Advances*, Vol. 1, No. 2, pp. 238-246, 2011.
- [16] M. R. Habibi, M. Ghassemi, M. H. Hamed, Analysis of high gradient magnetic field effects on distribution of nanoparticles injected into pulsatile blood stream, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 324, No. 8, pp. 1473-1482, 2012.
- [17] M. Halupka-Bryl, M. Bednarowicz, B. Dobosz, R. Krzymiński, T. Zalewski, B. Wereszczyńska, G. Nowaczyk, M. Jarek, Y. Nagasaki, Doxorubicin loaded PEG-b-poly (4-vinylbenzylphosphonate) coated magnetic iron oxide nanoparticles for targeted drug delivery, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 384, pp. 320-327, 2015.
- [18] F. Ali, N. A. Sheikh, I. Khan, M. Saqib, Magnetic field effect on blood flow of Casson fluid in axisymmetric cylindrical tube: A fractional model, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 423, pp. 327-336, 2017.
- [19] A. K. Hoshair, T. A. Le, F. U. Amin, M. O. Kim, J. Yoon, Studies of aggregated nanoparticles steering during magnetic-guided drug delivery in the blood vessels, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 427, pp. 181-187, 2017.
- [20] T. Lunnoo, T. Puangmali, Capture efficiency of biocompatible magnetic nanoparticles in arterial flow: A computer simulation for magnetic drug targeting, *Nanoscale Research Letters*, Vol. 10, No. 1, pp. 426, 2015.
- [21] K. M. Pondman, N. D. Bunt, A. W. Majenburgh, R. J. Van Wezel, U. Kishore, L. Abelman, E. Johan, B. Ten Haken, Magnetic drug delivery with FePd nanowires, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 380, pp. 299-306, 2015.
- [22] A. D. Grief, G. Richardson, Mathematical modelling of magnetically targeted drug delivery, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol.