

# تحلیل عددی انتقال حرارت و پخش نانوذرات مغناطیسی در یک جریان غیرنیوتنی خون، تحت تأثیر میدان مغناطیسی غیریکنواخت

مهدی کیهان پور<sup>۱</sup> و مجید قاسمی<sup>۲</sup>

دانشکده مهندسی مکانیک

دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

(تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۰۹/۲۶؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۰۱/۱۹)

## چکیده

هدف از این تحقیق بررسی توزیع و انتقال حرارت نانوذره‌های مغناطیسی درون یک مویرگ سرطانی با جریان غیرنیوتنی خون، تحت اثر میدان مغناطیسی غیریکنواخت خارجی، است. بدین منظور، معادلات حاکم پیوستگی، مومنوم، انرژی، ماکسول و غلظت برای سیال غیرنیوتنی با مدل لزجت کاریو که تابعی از نرخ برشی می‌باشد، در مازول عددی کامسول مدل شده و به صورت کوپل شده مورد تحلیل قرار گرفته است. در این تحقیق، رگ به صورت سه بعدی و با دیواره صلب فرض شده است. نتایج حاصل نشان دهنده آن است که غلظت نانوذره‌های مغناطیسی در دیواره بالایی مویرگ در زمان‌های بالا به یک مقدار پایا می‌رسد. و این تجمع بر دمای جریان خون اثرگذار است. قدرت میدان مغناطیسی، مغناطیس پذیری و غلظت نانوذرات با دمای جریان خون در محل تجمع ذرات رابطه مستقیم دارد و با افزایش اندازه نانوذره‌ها و سرعت ورودی، دمای جریان خون کاهش می‌یابد به طوری که در اندازه‌های بالای ۷۰ nm اثر حرارتی ذرات بسیار کم می‌شود همچنین، فرض غیرنیوتنی بودن سیال تأثیر قابل ملاحظه‌ای در نتایج دارد.

**واژه‌های کلیدی:** نانوذرات مغناطیسی، غلظت، میدان مغناطیسی، دما، غیرنیوتنی

## Numerical Analysis of Heat and Mass Transfer of Magnetic Nanoparticles in a Non-Newtonian Blood Flow, under Influence of Magnetic Field

M. Keyhanpour and M. Ghasemi

Mechanical Engineering Department

Khaje Nasir Toosi University of Technology

(Received: 17/December/2017 ; Accepted: 08/April/2018)

### ABSTRACT

The purpose of this study is to numerically investigate the heat and mass transfer of magnetic nanoparticles inside a 3D capillary with non-Newtonian blood flow, Under the influence of external non-uniform magnetic field. For this purpose, the governing equations including continuity, momentum, energy, Maxwell, and concentration were coupled and solved by COMSOL, a finite element based software. Blood is assumed as non-Newtonian fluid with Carreau viscosity model and the vessel wall is assumed to be rigid. the results indicate that the concentration of magnetic nanoparticles in the upper wall of the vessel at long times reaches a constant value. This accumulation affects the blood flow temperature. Magnetic field strength, magnetic susceptibility, and concentration of nanoparticles are directly related to the temperature of the bloodstream at the location of particles accumulation. By increasing the size of nanoparticles and inlet velocity, the blood flow temperature decreases so that in sizes above 70 nm, the thermal effect of particles becomes very low. Also, the non-Newtonian blood assumption has significant effect on the results.

**Keywords:** Magnetic Nanoparticles, Concentration, Magnetic Field, Temperature, Non-Newtonian

۱- کارشناس ارشد: kasa.keyhanpour@gmail.com

۲- استاد (نویسنده پاسخگو): ghasemi@kntu.ac.ir

## ۱- مقدمه

پزشکان همواره به دنبال راهی برای کاهش عوارض درمان‌ها و اثربخشی بیشتر آن هستند. یکی از این روش‌ها، گرمادرمانی است که به صورت درمانی مکمل در کنار شیمی‌درمانی یا پرتودرمانی برای درمان سرطان در برخی تومورها مطرح شده است این‌گونه که با افزایش دمای بافت مورد نظر، آن را تخریب و یا از رشد آن جلوگیری می‌کنند. معمولاً دمای تخریب بین  $41^{\circ}\text{C}$  تا  $45^{\circ}\text{C}$  و برای گرمادرمانی‌های سطح بالا تا بیش از  $60^{\circ}\text{C}$  ولی برای مدت زمان کم و در مقیاس ثانیه دمای بافت مورد نظر را افزایش می‌دهند. گرمادرمانی نه تنها در زمینه بافت سرطانی، بلکه در افزایش خون‌رسانی، کاهش درد و از بین بردن برخی ضایعات پس از جراحی در بعضی از اندام‌ها، کاربرد دارد. گرمادرمانی با استفاده از نانوذرات مغناطیسی موضوعی است که در سال‌های اخیر از سطح کار-های تحقیقاتی فراتر رفته و به صورت یک روش درمانی به کار می‌رود. از جمله فواید این روش، توانایی هدایت و کنترل نانوذرات مغناطیسی در جریان خون با استفاده از میدان مغناطیسی خارجی است که می‌توان دما را فقط در نقطه مورد نظر افزایش داد و از اثر آن بر نقاط سالم دیگر بدن جلوگیری کرد. در زمینه استفاده از نانوذرات مغناطیسی، کارهای عددی و آزمایشگاهی متنوعی در زمینه انتقال و هدایت ذرات و اثر آن بر جریان خون انجام شده است [۱].

حبیبی و همکاران اثر میدان مغناطیسی خارجی بر نانوذرات مغناطیسی در سیال غیرنیوتنی خون در یک کانال دوبعدی را بررسی کردند [۲]. نتایج آن‌ها نشان داد نانوذرات تحت اثر میدان در کانال تجمع می‌کنند که می‌تواند باعث تشکیل گردابه و انحراف جریان خون شود. کاهش فاصله میدان مغناطیسی با کانال نیز تجمع نانوذره‌ها و گرفتگی را بیشتر می‌کرد. نعمتی و همکاران در یک کانال دوبعدی اثر تجمع نانوذرات بر تغییر سرعت و انحراف جریان خون را بررسی کردند و عدد بی‌بعد نیروی مغناطیسی<sup>۱</sup> که نسبت نیروی مغناطیسی به نیروی لختی<sup>۲</sup> و عدد رانش مغناطیسی<sup>۳</sup> که نسبت سرعتی نسبی ذرات به سرعت جریان خون بود را معرفی کرد. نتایج نشان می‌داد که افزایش این دو عدد رابطه مستقیم با افزایش تجمع نانوذرات در دیواره بالایی کانال و سرعت خون را دارند همچنین نتایج نشان داد اگر عدد بی‌بعد

نیروی مغناطیسی از  $48,500$  و عدد رانش مغناطیسی از  $0.3$  کمتر باشند، اثر قابل ملاحظه‌ای بر جریان خون ندارند [۳]. در موضوع انتقال حرارت نیز تحقیقات گوناگونی صورت گرفته است. الیسون و همکاران اثر حرارتی میدان مغناطیسی بر نانوذرات مغناطیسی را در سیال نیوتنی بررسی کردند، نتایج آن‌ها نشان داد، اندازه نانوذرات مغناطیسی با حرارت تولیدی در ابعاد زیر  $20\text{ nm}$  رابطه مستقیم و در ابعاد بالاتر رابطه عکس دارد همچنین افزایش فرکانس می‌تواند باعث افزایش دمای سیال شود [۴].

یوهانسون و همکاران به صورت آزمایشگاهی بررسی اثر نانوذرات مغناطیسی در درمان بافت سرطانی را بررسی کردند [۵]. نتایج حاکی از آن بود که نفوذ نانوذرات به بافت اطراف بسیار کم است و برای انتقال دارو این روش ناکارآمد است ولی استفاده از اثر حرارتی نانوذرات مغناطیسی با ایجاد یک میدان مغناطیسی متناوب رضایت‌بخش بود، به این صورت که انتقال حرارت ناشی از تجمع ذرات می‌توانست در محل مورد نظر به بافت اطراف انتقال پیدا کند و موجب بهبودی بافت گردد. آنها همچنین گزارش کردند افزایش قدرت میدان مغناطیسی ممکن است باعث ناراحتی بیمار گردد ولی در مجموع برای درمان تومور پروستات در کنار روش پرتودرمانی می‌تواند مفید باشد. هارت و همکاران به صورت بالینی اثر انتقال حرارت نانوذرات مغناطیسی تحت تأثیر میدان مغناطیسی خارجی متناوب را بررسی کردند. آنها گزارش کردند عمده حرارت تولیدی به سبب گرمای باقیمانده در نانوذرات اتفاق می‌افتد که مهم‌ترین عامل اثرگذار بر آن اندازه نانوذرات است. کاهش اندازه نانوذرات موجب افزایش حرارت تولیدی می‌شود ولی ابعاد زیر  $20\text{ nm}$  توجیه اقتصادی ندارد. همچنین افزایش غلظت و حرارت تولیدی با کاهش تومور رابطه مستقیم دارد [۶].

لوکوپولوس و همکاران به صورت عددی اثر میدان مغناطیسی اطراف یک سیم حامل جریان بر جریان نیوتنی خون در یک کانال دوبعدی را بررسی کردند. نتایج نشان می‌داد که وقتی سیم را در نزدیکی دیواره قرار می‌دهند، منجر به تشکیل گردابه در جریان سیال می‌شود همچنین دمای جریان و ضریب اصطکاک سطحی در محل تشکیل گردابه افزایش می‌یابد و با قدرت میدان مغناطیسی رابطه مستقیم دارد [۷].

1- Magnetic Force Number

2- Inertia Force

3- Magnetic Drift Number

خون یک سیال غیرنیوتنی با خواص ترموفیزیکی پیچیده است. چگالی خون به دلیل حضور گلبول‌های قرمز کمی بیشتر از آب است، چن و همکارانش نشان دادند که خون متأثر از هماتوکریت<sup>۱</sup> است و برای یک فرد بالغ با هماتوکریت ۴۵ درصد، مقدار آن  $1.056/2 \text{ kg/m}^3$  است [۹]. برای محاسبه لزجت جریان خون از مدل کارپو<sup>۲</sup> استفاده شده است که تابعی از نرخ برشی می‌باشد. در این مدل در نرخ برشی‌های پایین، خون به صورت سیال نیوتنی رفتار می‌کند و در نرخ برشی<sup>۳</sup> بالا رفتار آن غیرنیوتنی می‌شود [۱۰]. رابطه لزجت به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\mu_{eff}(\dot{\gamma}) = \mu_2 + (\mu_1 - \mu_2)(1 + (\lambda\dot{\gamma})^2)^{\frac{n-1}{2}} \quad (1)$$

در معادله بالا  $\dot{\gamma}$  نرخ برشی و  $\lambda$  مدت زمان آسایش<sup>۴</sup> می‌باشد.  $\mu_1$  مقدار لزجت در نرخ برشی صفر و  $\mu_2$  مقدار لزجت در نرخ برشی بی‌نهایت می‌باشد.

هرگاه یک میدان مغناطیس دائم به صورت یک استوانه بلند با شعاع  $R_{Mag}$  و میدان دائم  $H_0$  در مرکز که جهت آن در راستای محور  $z$  می‌باشد، در نظر بگیریم، معادلات میدان به صورت سه‌بعدی به شکل زیر نوشته می‌شوند [۱۱]:

$$H = \left(\frac{B}{\mu_0}\right) (R_{Mag})^2 \frac{1}{(x - x_{Mag})^2 + (z - z_{Mag})^2} \quad (2)$$

که در آن،  $B$  شدت میدان مغناطیسی برحسب تسلا می‌باشد و  $\mu_0$  ثابت تراوایی خلأ<sup>۵</sup> است.  $x_{Mag}$  و  $z_{Mag}$  مختصات مرکز میدان مغناطیسی نسبت به دستگاه مختصات مرجع می‌باشند. در جدول ۲ مقادیر پارامترهای مربوط به لزجت آمده است.

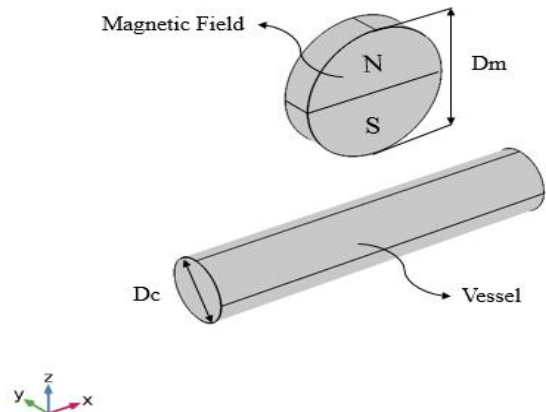
جدول (۲): مقادیر پارامترهای مربوط به لزجت [۱۲].

پارامترها	مقدار (واحد)
ویسکوزیته در نرخ برشی بی‌نهایت ( $\mu_2$ )	۰/۰۰۳۴۵ (Pa.s)
ویسکوزیته در نرخ برشی صفر ( $\mu_1$ )	۰/۰۵۶ (Pa.s)
زمان آسایش ( $\lambda$ )	۳/۳۱۳ (s)
شاخص توانی (n)	۰/۳۵۶۸
ثابت تراوایی خلأ ( $\mu_0$ )	$4\pi \times 10^{-7}$

در این پژوهش به صورت عددی اثر میدان مغناطیسی متناوب خارجی بر نحوه توزیع و گرمای تولیدی نانوذرات مغناطیسی در یک مویرگ سرطانی مطالعه شده است. مویرگ و جریان خون به صورت سه‌بعدی شبیه‌سازی شده است. همچنین اثر پارامترهای مختلف از جمله اندازه ذرات، لزجت خون، سرعت ثابت و پالسی خون بررسی و گزارش شده است.

## ۲- هندسه مسئله

شماتیک مسأله شامل یک مویرگ سرطانی به صورت سه‌بعدی و میدان مغناطیسی در بالای آن است که در شکل ۱ نشان داده شده است.



شکل (۱): شماتیک مسأله مورد بررسی.

ویژگی‌های مربوط به میدان و مویرگ در جدول ۱ آورده شده است.

جدول (۱): ویژگی‌های مربوط به میدان مغناطیسی و مویرگ [۸].

پارامترها	مقدار (واحد)
طول رگ (L)	۱ (mm)
قطر رگ (Dc)	۴۰ ( $\mu\text{m}$ )
قطر میدان مغناطیسی (Dm)	۱ (mm)
چگالی شار مغناطیسی (B)	۲ (Tesla)
فرکانس میدان مغناطیسی (f)	۱۰۰ (kHz)
مغناطیس‌پذیری نانوذرات ( $\chi$ )	۲۰
فاصله میدان از دیواره بالایی مویرگ	۱۰ (mm)

1- Hematocrit  
2- Carreau  
3- Shear rate  
4- Relaxation time  
5- Vacuum permeability

## ۳- معادلات حاکم

پس از اعمال میدان مغناطیسی توزیع غلظت نانوداروها تغییر خواهد کرد که با استفاده از قانون فیک<sup>۱</sup> محاسبه می‌شود [۱۴]:

$$\frac{\partial C_{MNP}}{\partial t} + \nabla \cdot (C_{MNP} \vec{V}_{MNP}) = \nabla \cdot (D_{blood} \nabla C_{MNP}). \quad (11)$$

در رابطه بالا،  $\vec{V}_{MNP}$  بردار سرعت نانوداروهای مغناطیسی و  $D_{blood}$  ضریب نفوذ نانوذرات داخل خون است. مهم‌ترین نیروهای که به ذرات مغناطیسی وارد می‌شود، نیروهای هیدرودینامیک و نیروهای مغناطیسی می‌باشند. در حالی که ذرات تمایل دارند به طرف مرکز میدان مغناطیسی جذب شوند، توسط نیروهای هیدرودینامیکی سیال به طرف پایین دست جریان شسته می‌شوند [۱۴]. به دلیل جرم بسیار کم نانوذرات سرعت پاسخ‌دهی<sup>۲</sup> آن‌ها به نیروی خارجی بسیار کوتاه است و عملاً می‌توان مجموع نیروهای وارد شده به نانوذرات را صفر در نظر گرفت [۱۵].

$$\tau_p = \frac{\rho_p d_p^2}{18\mu_{blood}} \quad (12)$$

زمان پاسخ‌دهی از رابطه فوق محاسبه می‌گردد که در آن  $\rho_p$  و  $d_p$  به ترتیب چگالی و قطر نانوذره‌ها می‌باشند. از این رو می‌توان سرعت نسبی نانوذره را از مساوی قرار دادن نیروی مغناطیسی با نیروی پسای وارد بر آن، مطابق رابطه (۱۳) به دست آورد.

$$V_{MNP} = \frac{F_{mag}}{6\pi\mu r_{MNP}} + V_f \quad (13)$$

در روابط بالا،  $r_{MNP}$  شعاع نانوذرات مغناطیسی،  $\mu$  لزجت خون و  $V_f$  بردار سرعت سیال می‌باشد. ضریب پخش ذرات ( $D_{blood}$ ) مجموع ضریب پخش براونین ( $D_B$ ) و ضریب پراکندگی ذرات در خون ( $D_S$ ) است که از رابطه زیر محاسبه می‌شود [۸]:

$$D = D_B + D_S \quad (14)$$

ضریب پخش براونین از طریق رابطه استوکس- انیشتین، به صورت زیر محاسبه می‌شود [۸]:

$$D_B = \frac{K_b T}{6\pi\mu r_{MNP}} \quad (15)$$

در رابطه بالا،  $K_b$  ثابت بولتزمن،  $T$  دما برحسب کلوین،  $\mu$  لزجت خون و  $r_{MNP}$  شعاع نانوذرات مغناطیسی می‌باشد. ضریب پراکندگی ذرات در خون نیز در این تحقیق برابر  $10^{-12} \times 3/5$  در نظر گرفته می‌شود [۱۶]. هنگامی که نانوذرات در جریان خون تحت اثر میدان مغناطیسی قرار

معادلات حاکم بر مویرگ و نانوذره‌های مغناطیسی که تحت اثر میدان مغناطیسی غیریکنواخت قرار دارند، معادله پیوستگی، مومنتوم، انرژی، غلظت و ماکسول می‌باشد. سیال خون به صورت جریان تراکم‌ناپذیر در نظر گرفته می‌شود. بنابراین، معادله پیوستگی به صورت زیر نوشته می‌شود [۱۳]:

$$\rho \nabla \cdot (V) = 0. \quad (3)$$

معادله مومنتوم برای جریان خون داخل مویرگ به صورت زیر است:

$$\rho \frac{\partial V}{\partial t} + \rho (V \nabla) V = \nabla [-\vec{P}I + \mu(\nabla \nabla + (\nabla \nabla)^T)] + F, \quad (4)$$

که در آن،  $\mu$  لزجت خون و  $F$  نیروی مغناطیسی وارد شده بر سیال است.

نیروی حجمی  $F$  بیانگر نیروهای مغناطیسی وارد شده به گلبول‌های قرمز خون به دلیل وجود آهن در آن‌ها ( $F_{RBC}$ ) و نیروی مغناطیسی (روابط ۶-۵) وارد شده به نانوذره‌ها ( $F_{MNP}$ ) می‌باشند [۳].

$$F_{mag} = F_{MNP} + F_{RBC} \quad (5)$$

$$F = n_p F_{mag} \quad (6)$$

نیروهای مغناطیسی از روابط زیر محاسبه می‌گردند:

$$F_{MNP} = \frac{1}{2} V_{MNP} \mu_0 \frac{3\chi_{MNP}}{3 + \chi_{MNP}} \nabla |H^2|, \quad (7)$$

$$F_{RBC} = \frac{1}{2} C_{RBC} \mu_0 \chi_{RBC} \nabla |H^2|. \quad (8)$$

حبیبی و همکاران نشان دادند که از ( $F_{RBC}$ ) زمانی که سرعت سیال بالا است می‌توان چشم پوشید [۲]، و با توجه به بررسی جریان خون در مویرگ اثر این نیرو منظور می‌گردد. در روابط بالا،  $H$  دامنه اثر میدان مغناطیسی و  $V_{MNP}$  حجم نانوذره مغناطیسی می‌باشد. همچنین  $\chi$  مغناطیس پذیری ذرات می‌باشد.  $n_p$  نیز تعداد نانوداروها در واحد حجم است که به وسیله رابطه زیر محاسبه می‌شود [۸]:

$$n_p = \frac{C_{MNP}}{V_{MNP}}. \quad (9)$$

در رابطه بالا،  $C_{MDC}$  غلظت حجمی ذرات می‌باشد. با توجه به رابطه فوق می‌توان نیروی حجمی در معادله مومنتوم را به صورت زیر نوشت:

$$F = \frac{1}{2} C_{MNP} \mu_0 \frac{3\chi_{MNP}}{3 + \chi_{MNP}} \nabla (H^2). \quad (10)$$

1- Fick's Law

2- Response Time

با جای‌گذاری روابط (۹)، (۲۰)، (۲۱) و (۲۲) مقدار گرمای تولید شده نانوذرات در معادله انرژی به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\dot{q} = \frac{1}{2} \mu_0 \chi H_0^2 \frac{(2\pi f)^2 \tau_{eff}}{1 + (2\pi f \tau_{eff})^2} C_{MNP} \quad (23)$$

مقادیر مربوط به خواص ترموفیزیکی خون و خواص مغناطیسی به نانوذرها در جدول ۳ آورده شده است.

**جدول (۳):** پارامترهای ترموفیزیکی خون و ثابت‌های لازم [۲۰].

پارامترها	(واحد) مقدار
ظرفیت گرمایی ویژه ( $C_p$ )	۳۸۴۹ (J/Kg.K)
رسانندگی گرمایی ( $k$ )	۰/۵۱ (W/m.K)
ثابت ناهمسانگردی ( $K_M$ )	۲۵ (KJ/m <sup>3</sup> )
زمان زمانی نیل ( $\tau_0$ )	۱۰ <sup>-۹</sup> (s)

#### ۴- شرایط اولیه و شرایط مرزی

نانوذرات مغناطیسی، از بالادست جریان همراه جریان خون وارد مویرگ می‌شوند، غلظت اولیه در تمام مویرگ به طور یکنواخت و برابر غلظت در ورودی فرض شده است. دمای اولیه خون نیز ۳۷ °C فرض شده است. سایر شرایط مرزی نیز در جدول ۴ اشاره شده است.

**جدول (۴):** شرایط مرزی [۲۱].

مرز	معادله	شرط مرزی
ورودی	مومنوم	سرعت
مویرگ	غلظت	۰/۰۰۰۱ mol/m <sup>3</sup>
	انتقال حرارت	۳۷ °C
خروجی	غلظت، مومنوم،	فشار ثابت
مویرگ	انتقال حرارت	
دیواره	مومنوم	عدم لغزش
مویرگ	غلظت	عدم نفوذ
	انتقال حرارت	دمای اولیه ۳۷ °C

می‌گیرند، در آن‌ها گرما تولید می‌شود [۱۷] و با تجمع خود درون مویرگ می‌توانند باعث تغییر دمای خون شوند. معادله انرژی برای خون جاری در مویرگ به صورت زیر می‌باشد [۱۸]:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p V \cdot \nabla T - \nabla \cdot (k \nabla T) = \dot{q} \quad (16)$$

که در آن  $\dot{q}$  گرمای تولید شده در جریان خون حاصل سه منبع گرمایی گرمای پسماند<sup>۱</sup>، گرمای گردابی<sup>۲</sup> و گرمای باقیمانده<sup>۳</sup> است. گرمای گردابی به دلیل ایجاد جریان الکتریکی و مقاومت الکتریکی درون ذرات مغناطیسی پس از اعمال میدان ایجاد می‌شود که در مقیاس سانتی‌متر کاربرد دارد و در نانوذرها مقدار آن ناچیز است، همچنین نانوذرات سوپر پارامغناطیس مانند اکسید آهن دارای گرمای پسماند که پس از قطع میدان در مواد مغناطیسی ایجاد می‌شود، نیستند. بنابراین، از آن‌ها صرف نظر می‌کنیم [۴]. گرمای باقی‌مانده، در اثر فرآیندهای آسایش نیل<sup>۴</sup> و برانسیون<sup>۵</sup> در یک میدان مغناطیسی خارجی متناوب ایجاد می‌شود. مقدار گرمای باقی‌مانده در واحد حجم از رابطه ذیل محاسبه می‌شود [۱۹]:

$$S = \frac{1}{2} \mu_0 \chi H_0^2 \frac{(2\pi f)^2 \tau_{eff}}{1 + (2\pi f \tau_{eff})^2} \quad (17)$$

مقدار گرمای ناشی از حضور نانوذرات با توجه به روابط زیر تعیین می‌شود:

$$q_{MNP} = S \times \nabla_{MNP} \quad (18)$$

$$\dot{q} = n_p \times q_{MNP} \quad (19)$$

زمان آسایش موثر که خود ناشی از مجموع فرآیندهای آسایش نیل و برانسیون است که به صورت موازی اتفاق می‌افتند و به ترتیب از روابط زیر محاسبه می‌شوند [۱۹]:

$$\tau_N = \frac{\tau_0}{2} \sqrt{\frac{\pi k_B T}{K_M \nabla_{MNP}}} e^{\frac{K_M \nabla_{MNP}}{k_B T}} \quad (20)$$

در رابطه بالا،  $K_M$  ثابت ناهمسانگردی<sup>۶</sup> نانوذرها و  $\tau_0$  ثابت زمانی نیل که در ابعاد نانوثانیه است، می‌باشد [۴].

$$\tau_B = \frac{3\mu \nabla_{MNP}}{k_B} \quad (21)$$

زمان آسایش موثر از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$\frac{1}{\tau_{eff}} = \frac{1}{\tau_B} + \frac{1}{\tau_N} \quad (22)$$

- 1- Hysteresis Loss
- 2- Eddy Loss
- 3- Residual Loss
- 4- Neel Relaxation
- 5- Brownian Relaxation
- 6- Magnetic Anisotropy

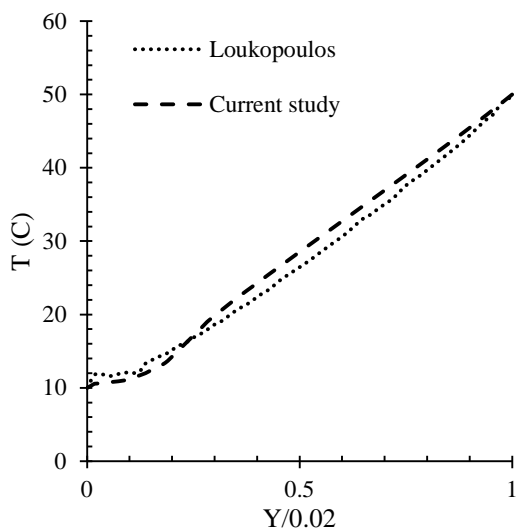
## ۵- روش حل

در این تحقیق، مویرگ مورد بررسی به صورت سه بعدی به وسیله ماژول عددی کامسول<sup>۱</sup> شبیه سازی شده است و براساس شرایط اولیه و شرایط مرزی ذکر شده در قسمت قبل، پارامترهای مورد نیاز مانند غلظت، دما و ... به عنوان خروجی نرم افزار، مورد تحلیل و بررسی قرار گرفته اند.

### ۵-۱- صحت سنجی نتایج

در این قسمت، با استفاده از نرم افزار کامسول<sup>۲</sup> کار لوکوپولوس شبیه سازی شد. در این پژوهش اثر میدان مغناطیسی اطراف یک سیم حامل جریان الکتریکی بر جریان خون و دمای آن بررسی شده است [۷]. در نقطه بحرانی تشکیل گردابه، سرعت خون و همچنین دمای آن در مطالعه کنونی و پژوهش لوکوپولوس با یکدیگر مقایسه شد.

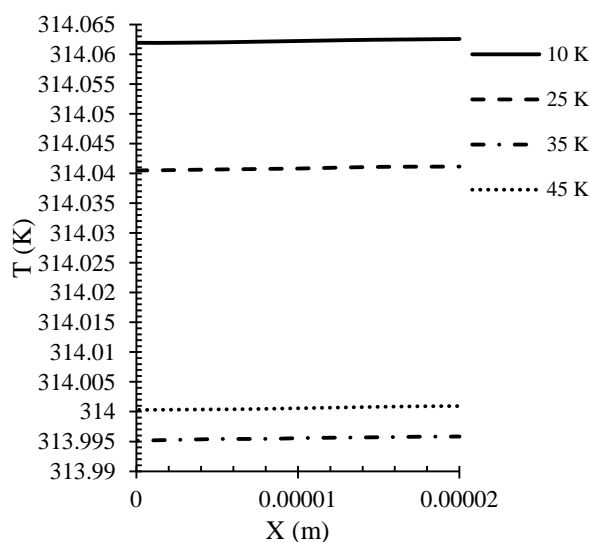
در شکل ۲ سرعت بی بعد و در شکل ۳ دمای خون با یکدیگر مقایسه شد، اختلاف اندک بین دو کار نشان از صحت روش عددی مورد استفاده دارد، همچنین می دانیم کامسول نرم افزار المان محدود است که این روش نسبت به روش حل لوکوپولوس نتایج با دقت بیشتری تولید می کند و این اختلاف کم نیز می تواند حاصل دقت بیشتر حل عددی کامسول باشد.



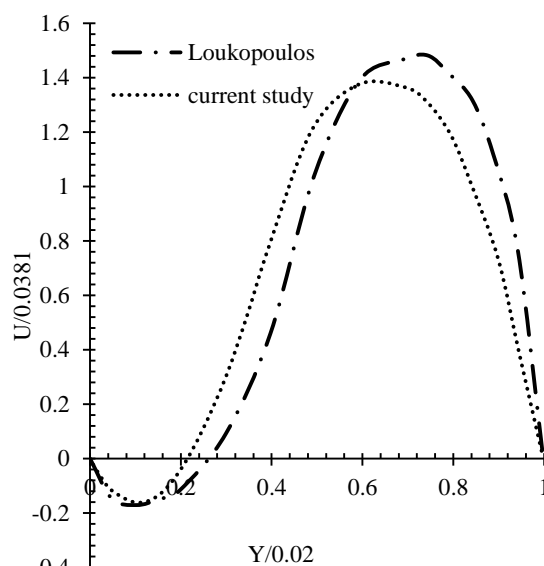
شکل (۳): صحت سنجی پژوهش مورد بررسی با پژوهش حبیبی و همکاران.

### ۵-۲- استقلال حل از شبکه

در شکل ۴ نمودار دمای جریان خون در میانه مویرگ، از مرکز آن تا دیواره بالایی آن در زمان ۶۰ s، به عنوان معیاری برای شبکه بندی سلول های محاسباتی در نظر گرفته شده است. در شکل ۴، افزایش تعداد سلول های محاسباتی از ۱۰ هزار تا ۳۵ هزار نشانگر تغییرات دما در حد صدم است ولی با افزایش مقدار آن به ۴۵ هزار سلول، تغییر در حد هزارم است، به همین دلیل برای انجام محاسبات از شبکه بندی با تعداد ۴۵ هزار سلول محاسبه شده است.

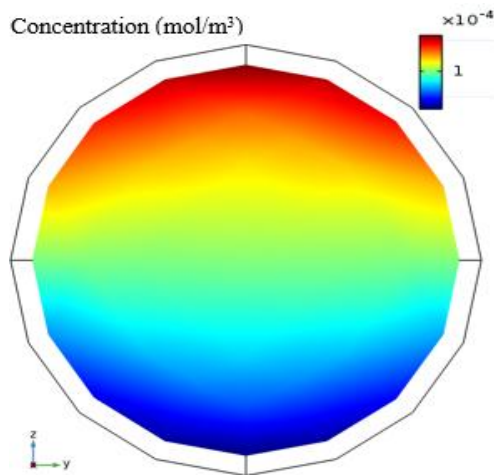


شکل (۴): دمای خون در حضور نانوذرات مغناطیسی ۵۰ nm تحت اثر میدان مغناطیسی ۲ تسلا.

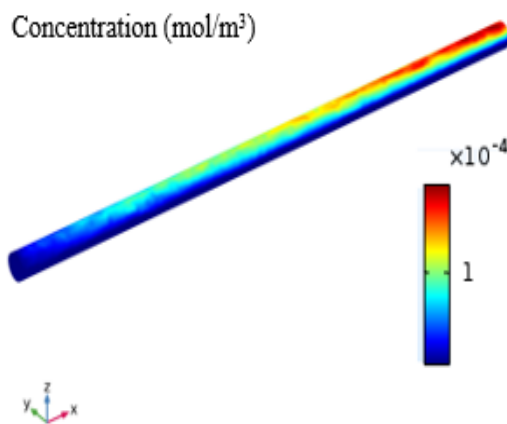


شکل (۲): صحت سنجی پژوهش مورد بررسی با پژوهش لوکوپولوس.

## ۶- بحث و نتایج



شکل (۶): توزیع نانوذرات ۵۰ nm تحت اثر میدان مغناطیسی با قدرت ۲ تسلا در زمان ۶۰ s.



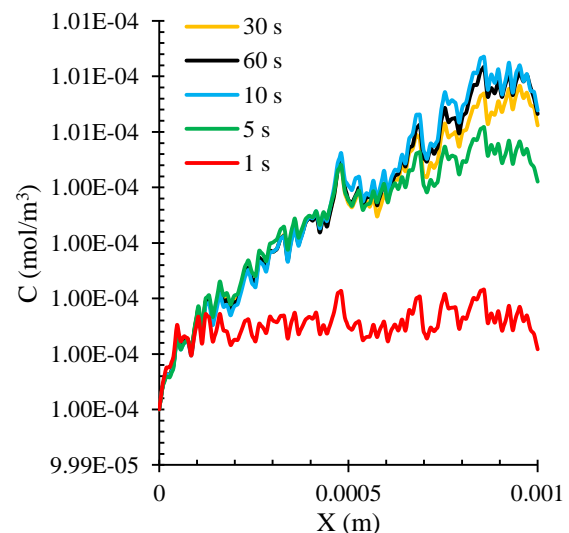
شکل (۷): توزیع نانوذرات ۵۰ nm تحت اثر میدان مغناطیسی با قدرت ۲ تسلا.

### ۶-۱- بررسی اثر حضور نانوذرات مغناطیسی بر دمای خون

ابتدا میدان مغناطیسی با قدرت ۲ تسلا در فاصله ۱۰ mm از دیواره بالایی مویرگ فرض شده است. نانوذرات مغناطیسی با غلظت  $1 \times 10^{-4} \text{ mol/m}^3$  از بالادست جریان خون تزریق می‌شوند. اثر میدان مغناطیسی بر نانوذرات، چشمه حرارتی را درون جریان خون ایجاد می‌کند که موجب افزایش دمای خون می‌شود.

در شکل ۸، توزیع دمای خون در مویرگ نشان داده شده است. میدان مغناطیسی که در مرکز مویرگ فرض شده است

نانوذرات مغناطیسی با اندازه ۵۰ nm و غلظت اولیه  $1 \times 10^{-4} \text{ mol/m}^3$  تحت اثر میدان مغناطیسی با قدرت ۲ تسلا، در مویرگ تزریق می‌شوند، سرعت ورودی در مویرگ، مقدار ثابت و به صورت توسعه یافته اعمال شده است. زمان اعمال میدان مغناطیسی، ۶۰ s که یک مقدار معمول در گرما درمانی می‌باشد فرض شده است. در شکل ۵، تغییرات غلظت نانوذرات در زمان‌های مختلف نمایش داده شده است، با توجه به شکل ۵، پس از یک مدت زمان مشخص، مقدار نانوذرات در دیواره مویرگ به یک مقدار پایا می‌رسد و باقی ذرات با جریان خون شسته می‌شوند.



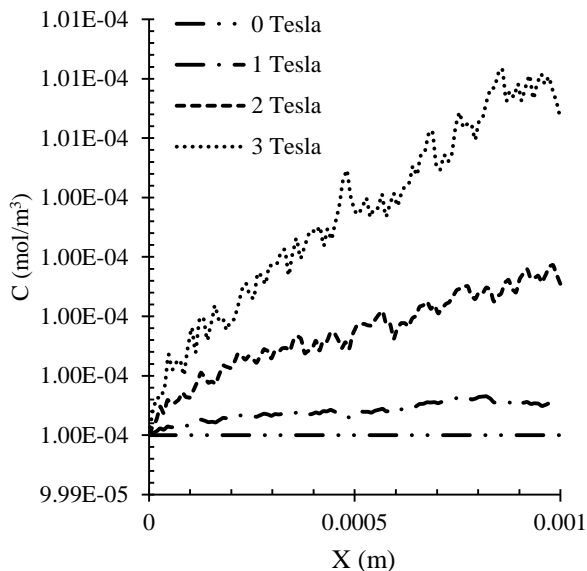
شکل (۵): غلظت نانوذرات مغناطیسی با اندازه ۵۰ nm در دیواره بالایی مویرگ در زمان‌های مختلف.

در شکل ۶ توزیع نانوذرات مغناطیسی در مقطع میانی مویرگ به صورت دوبعدی نشان داده شده است. توزیع نانوذرات در شکل بیان کننده این نکته است که با توجه به قطر کم مویرگ توزیع نانوذرات تقریباً در تمام نقاط باید یکسان باشد ولی به دلیل تأثیر میدان حضور ذرات در دیواره بالایی مویرگ اندکی بیشتر است.

در شکل ۷ توزیع نانوذرات مغناطیسی به صورت سه‌بعدی نشان داده شده است. در میانه مویرگ به دلیل حضور میدان مغناطیسی تجمع ذرات بیشتر است که نشان می‌دهد اثر نیروی مغناطیسی بر ذرات از مرکز رگ تا انتهای آن بیشتر نمود پیدا می‌کند.

### ۲-۶- بررسی اثر پارامترهای مختلف

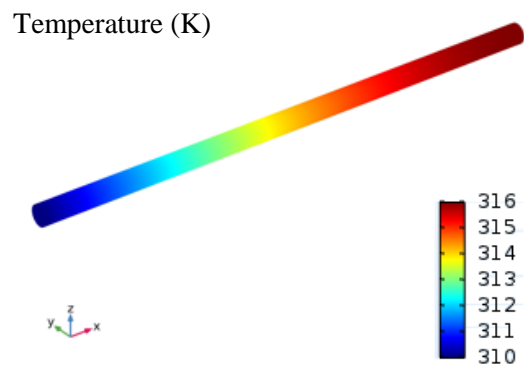
ابتدا اثر قدرت میدان مغناطیسی بررسی شده است. شکل ۱۰ نشان می‌دهد، افزایش قدرت میدان، موجب افزایش حضور و غلظت نانوذرات مغناطیسی در دیواره بالایی مویرگ می‌شود که علت آن غلبه نیروی مغناطیسی وارد بر نانوذرات به نیروی هیدرودینامیکی جریان خون است. شکل ۱۱ دمای جریان خون در طول مویرگ در حضور میدان مغناطیسی با قدرت‌های مختلف را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشخص است دما در طول مویرگ افزایش پیدا می‌کند. همچنین نمودار بیانگر رابطه مستقیم دما و قدرت میدان مغناطیسی است.



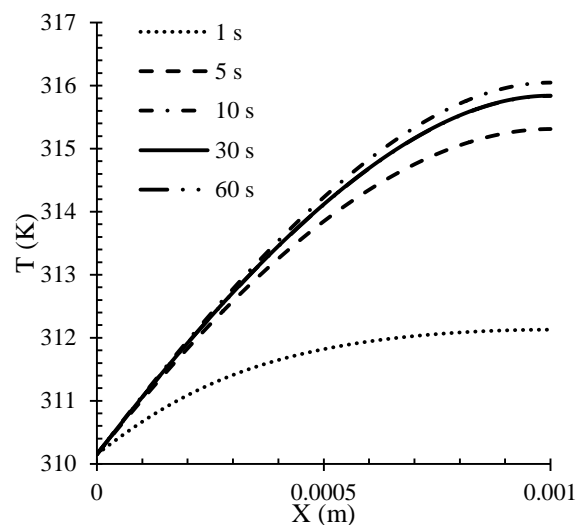
شکل (۱۰): اثر قدرت میدان مغناطیسی بر غلظت نانوذرات مغناطیسی در دیواره بالایی مویرگ.

با توجه به شکل ۱۱، با افزایش قدرت میدان، نانوذرات مغناطیسی بیشتری در دیواره بالایی مویرگ تجمع می‌کنند و همچنین براساس رابطه (۲۳) چشمه حرارتی با قدرت میدان رابطه مستقیم دارد و افزایش آن، موجب افزایش دما نیز خواهد شد. اندازه نانوذرات مغناطیسی بر غلظت و دما می‌تواند اثرگذار باشد. افزایش اندازه براساس رابطه (۷) موجب افزایش نیروی مغناطیسی می‌شود از طرفی افزایش نیروی مغناطیسی باعث غلبه بر نیروی هیدرودینامیکی و افزایش تجمع ذرات در

باعث شده، دمای خون که تابعی از غلظت نانوذرات است از میانه مویرگ افزایش مشهودی داشته باشد و در طول مویرگ با افزایش حضور نانوذرات در دیواره مویرگ، دمای خون نیز افزایش بیابد. در شکل ۹ دمای جریان خون در طول مویرگ در زمان‌های مختلف نشان داده شده است. دمای خون پس از ۳۰ ثانیه از تزریق نانوذرات، به یک مقدار پایا می‌رسد، این مطلب از انطباق دمای خون در زمان‌های ۳۰ و ۶۰ ثانیه در شکل ۹ فهمیده می‌شود. که دلیل آن حضور نانوذرات با یک غلظت مشخص در دیواره مویرگ و شسته شدن باقی نانوذرات با جریان خون است.



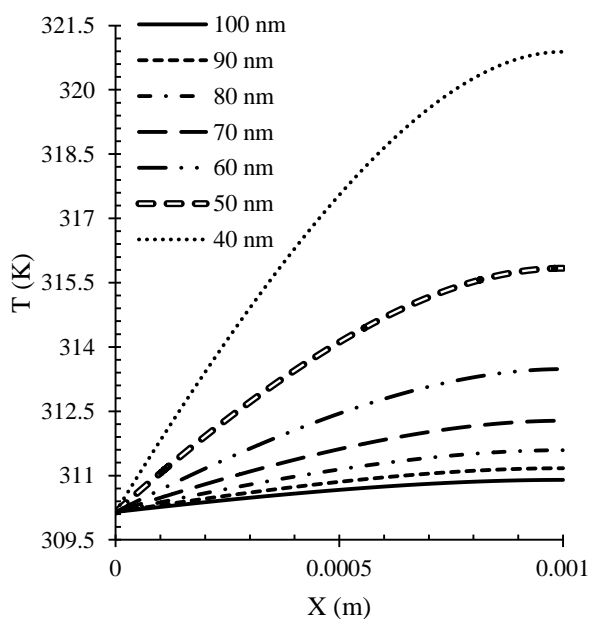
شکل (۸): توزیع دمای جریان خون در مویرگ سه‌بعدی با نانوذرات مغناطیسی ۵۰ nm تحت اثر میدان مغناطیسی ۲ تسلا.



شکل (۹): توزیع دمای خون در طول مویرگ در زمان‌های مختلف، در حضور نانوذرات مغناطیسی ۵۰ nm تحت اثر میدان مغناطیسی ۲ تسلا.



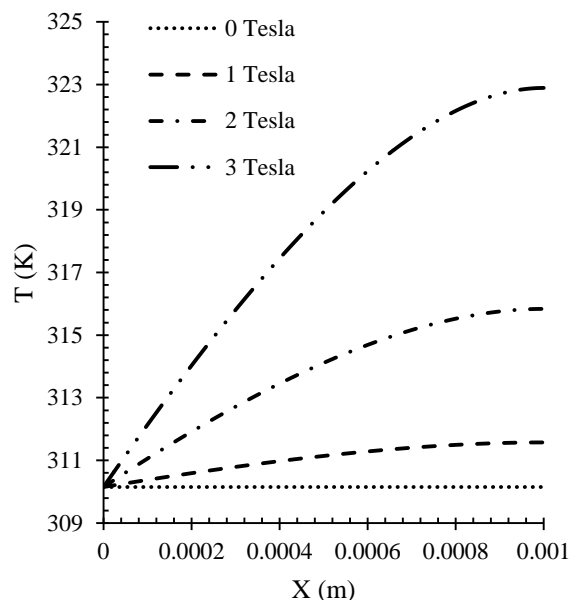
بر خلاف غلظت، دمای خون با افزایش اندازه ذرات، افزایش نمی‌یابد. پیشتر گفته شد که در مقیاس نانو دو فرآیند آسایشی نیل و برانیون در تولید حرارت در نانوذرات (در حضور میدان مغناطیسی) نقش دارند، با افزایش قطر ذره مقدار آسایش نیل به صورت نمایی افزایش می‌یابد که در نتیجه براساس روابط (۲۰) و (۲۲) در محاسبه مقدار مؤثر آسایش اثر آن بسیار کم می‌شود و بر این اساس در مقیاس نانو در شکل ۱۳ نیز تولید حرارت در جریان خون کاهش یافته است. با توجه به شکل ۱۳ در اندازه بالای ۷۰ nm تقریباً فرآیند آسایش نیل اثر حرارتی در جریان خون ندارد و اندک افزایش دما ناشی از فرآیند برانیون است که ناشی از اصطکاک ذرات به دلیل چرخش در جریان خون است.



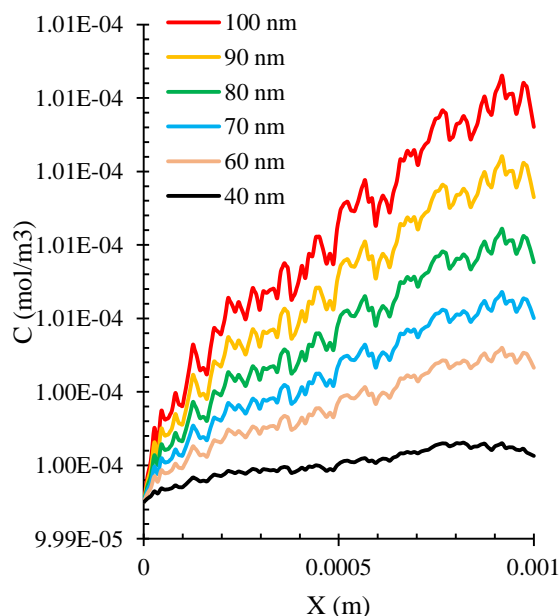
شکل (۱۳): اثر اندازه نانوذرات مغناطیسی بر دمای خون.

غلظت نانوذرات مغناطیسی همان‌طور که در قسمت‌های پیشین بحث گردید عاملی مهمی در افزایش دما است. در شکل ۱۴ اثر غلظت اولیه در مویرگ و ورودی آن به‌طور مستقیم بررسی شده است. در شکل ۱۴، افزایش غلظت ورودی، همان‌طور که معلوم است، اثر قابل توجهی بر دمای جریان خون دارد به‌طوری که افزایش  $0.0002 \text{ mol/m}^3$  آن، موجب افزایش دمای ۲۶ درجه‌ای دمای خون می‌شود. در ادامه تأثیر مغناطیس‌پذیری نانوذرات مغناطیسی بررسی شده است.

مویرگ می‌شود. این افزایش غلظت و رابطه مستقیم آن با اندازه ذرات در شکل ۱۲ نشان داده شده است.



شکل (۱۱): دمای خون در طول مویرگ با نانوذره‌های مغناطیسی ۵۰ nm تحت اثر میدان مغناطیسی با قدرتهای متفاوت.

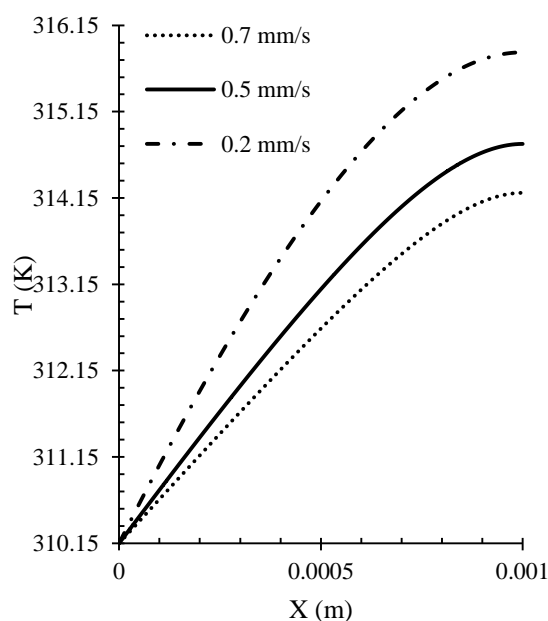


شکل (۱۲): اثر اندازه نانوذرات مغناطیسی بر غلظت در دیواره بالایی مویرگ.

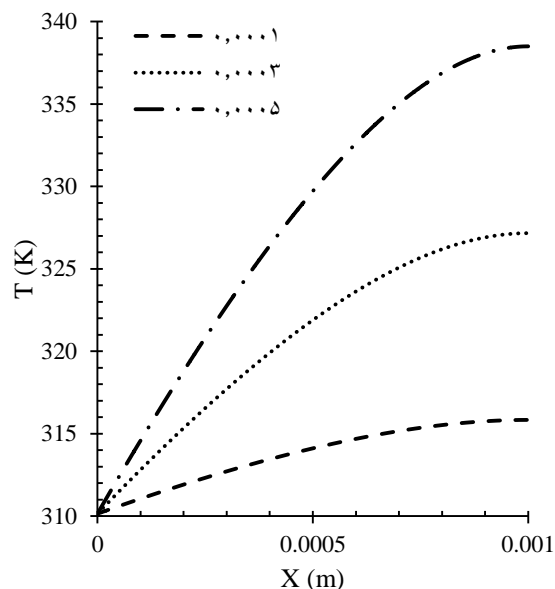
### ۳-۶- بررسی اثر سرعت ورودی بر توزیع دما

اثر سرعت ورودی به صورت پالسی و ثابت مورد بررسی قرار گرفته است. سرعت توسعه یافته به صورت شرط مرزی ورودی اعمال می‌گردد. شکل ۱۶ اثر افزایش سرعت را نشان می‌دهد با توجه این که سرعت در مویرگ‌ها بین مقادیر  $0.1 \text{ mm/s}$  تا  $0.5 \text{ mm/s}$  تغییر می‌کند، شکل ۱۶ نشان می‌دهد، افزایش سرعت، باعث کاهش اثر حرارتی نانوذرات مغناطیسی می‌شود، که دلیل آن شسته شدن نانوذرات با جریان خون می‌باشد. در برخی مویرگ‌ها سرعت به صورت پالسی تغییر می‌کند در شکل ۱۷ نیز اثر سرعت پالسی نشان داده شده است [۲۲]. در این شکل به این صورت برداشت می‌شود که سرعت پالسی اثری بر دمای خون ندارد و پس از گذشت چند ثانیه از حضور نانوذرات در خون و اعمال میدان، دمای خون به یک مقدار ثابت میل می‌کند. سرعت پالسی با فرض ضربان ۷۵ مرتبه در دقیقه به صورت زیر در شرط مرزی ورودی اعمال شده است:

$$u = 0.0003 + 0.0002 \sin\left(\left(\frac{2\pi}{T}\right)t\right). \quad (24)$$

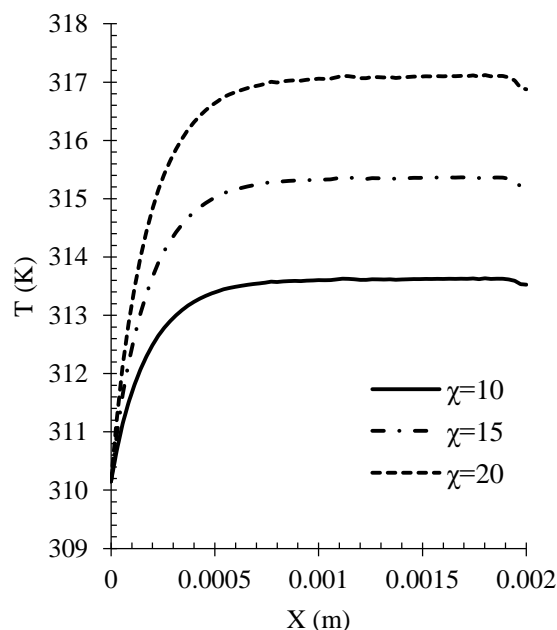


شکل (۱۶): اثر سرعت ثابت ورودی بر دمای خون.

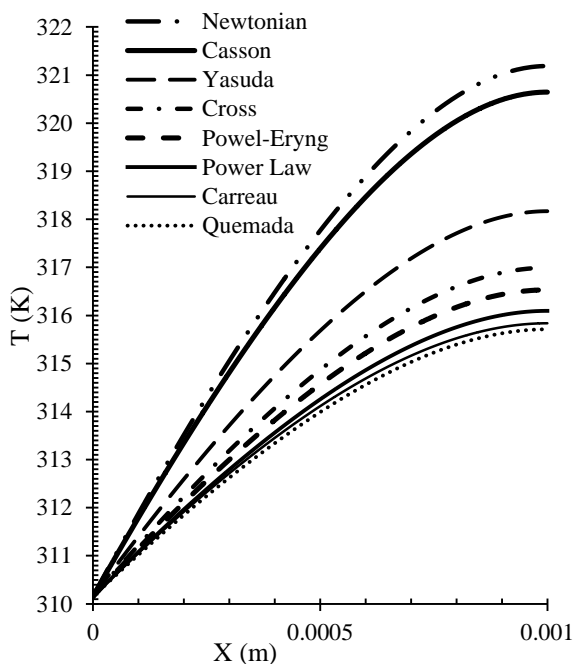


شکل (۱۴): دمای جریان خون با غلظت‌های مختلف نانوذرات.

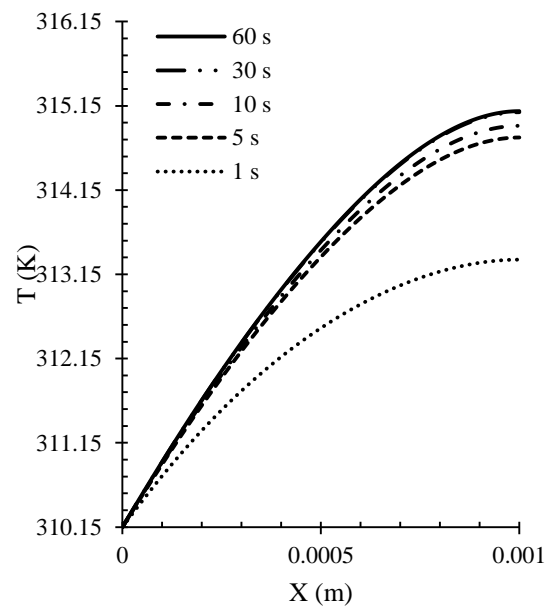
همان‌طور که در شکل ۱۵ مشخص است، با نصف شدن مغناطیس‌پذیری نانوذرات در حضور میدانی با قدرت ۲ تسلا در بالای مویرگ، دمای جریان خون کاهش چشم‌گیری داشته است. با کاهش مغناطیس‌پذیری، تجمع ذرات و به دنبال آن گرمای تولیدی نیز کاهش می‌یابد.



شکل (۱۵): اثر مغناطیس‌پذیری نانوذرات مغناطیسی بر دمای خون.



شکل (۱۸): اثر لزجت بر دمای خون.



شکل (۱۷): اثر سرعت پالسی بر دمای خون.

#### ۷- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، دمای جریان خون در حضور نانوذره‌های مغناطیسی تحت اثر میدان مغناطیسی غیریکنواخت خارجی و همچنین غلظت و توزیع آن مورد بررسی قرار گرفت. چکیده‌ای از مهم‌ترین نتایج به‌دست آمده، در ادامه بیان شده است:

- در زمان‌های بالا، غلظت نانوذره‌ها و دمای خون در دیواره‌ی بالایی مویرگ با غلظت اولیه  $0.0001$  به یک مقدار پایا می‌رسد.
- دمای جریان خون در حضور نانوذره‌های مغناطیسی افزایش می‌یابد که تابعی از غلظت نانوذره‌هاست.
- افزایش قدرت میدان مغناطیسی، موجب افزایش دمای خون می‌شود. همچنین مغناطیس‌پذیری، غلظت اولیه با دمای خون رابطه مستقیم دارند.
- افزایش اندازه نانوذره‌ها با دمای خون رابطه عکس دارد. به طوری که ذرات با اندازه‌های بالای  $70 \text{ nm}$  اثر حرارتی اندکی بر جریان خون دارند.
- افزایش سرعت ثابت ورودی موجب کاهش غلظت در طول مویرگ و شسته شدن ذرات و کاهش دمای خون می‌شود و مدل‌سازی لزجت خون اثر مهمی بر دمای خون دارد. فرض رفتار نیوتنی خون اختلاف زیادی با رفتاری غیرنیوتنی ایجاد می‌کند. در بین مدل‌های غیرنیوتنی کیسون تقریباً با

#### ۴-۶- بررسی اثر لزجت دینامیکی بر دمای خون

در این قسمت، اثر لزجت بررسی شده است. شبیه‌سازی لزجت خون همیشه موضوعی اثرگذار در موضوعات بیومکانیکی با محوریت خون است. با توجه به این‌که خون در رگ‌های با قطر کم، رفتار غیرنیوتنی از خود نشان می‌دهد، پس فرض لزجت در رابطه با مویرگ اهمیت پیدا می‌کند. در این رابطه مدل‌های مختلفی برای شبیه‌سازی لزجت خون معرفی شده و توسعه داده شده‌اند [۲۳]. لزجت هم در پخش نانوذرات براساس رابطه (۱۵) و هم در سرعت جریان خون و انتقال کپه‌ای نانوذرات براساس رابطه (۱۱) نقش مهمی دارد. کاهش لزجت موجب افزایش غلظت نانوذرات در دیواره بالایی مویرگ و در پی آن افزایش دمای خون می‌شود و افزایش آن نیز اثر عکس دارد. شکل ۱۸ اثر لزجت بر دمای خون را نشان می‌دهد. در این شکل نانوذرات مغناطیسی با اندازه  $50 \text{ nm}$  تحت اثر میدان با قدرت ۲ تسلا قرار گرفته و در جریان خون با مدل‌های مختلف لزجت شناور می‌شوند. نکته مهمی که از شکل دریافت می‌شود برابری تقریبی دمای خون در بیشتر مدل‌ها می‌باشد ولی در حالت مدل نیوتنی و کیسون<sup>۱</sup> اختلاف با سایر مدل‌ها مشهود است و در مورد مدل یاسودا<sup>۲</sup> دما یک مقدار میانگین نسبت به حالت نیوتنی و سایر مدل‌ها را نشان می‌دهد.

1- Casson  
2- Yasuda

10. Garakani, A.K., Mostoufi, N., Sadeghi, F., Fatourech, H., Sarrafzadeh, M., and Mehrnia, M. "Comparison Between Different Models for Rheological Characterization of Activated Sludge", *Journal of Environmental Health Science & Engineering*, Vol. 8, No. 3, pp. 255-264, 2011.
11. Berthier, J. and Silberzan, P. "Microfluidics for Biotechnology", Artech House, Boston, USA, 2010.
12. Cho, Y.I. and Kensey, K.R. "Effects of the Non-Newtonian Viscosity of Blood on Flows in a Diseased Arterial Vessel. Part 1: Steady Flows", *Biorheology*, Vol. 28, No's. 3-4, pp. 241-262, 1991.
13. Fox, R.W., McDonald, A.T., and Pritchard, P.J. "Introduction to Fluid Mechanics", John Wiley & Sons, New York, 1998.
14. Habibi, M.R., Ghassemi, M., and Hamed, M.H. "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.
15. Liu, R., Vanka, S.P., and Thomas, B.G. "Particle Transport and Deposition in a Turbulent Square Duct Flow with an Imposed Magnetic Field", *Journal of Fluids Engineering*, Vol. 136, No. 12, p. 121201, 2014.
16. Nacev, A., Beni, C., Bruno, O., and Shapiro, B. "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.
17. Wang, Q., Deng, Z., and Liu, J. "Theoretical Evaluations of Magnetic Nanoparticle-Enhanced Heating on Tumor Embedded with Large Blood Vessels During Hyperthermia", *Journal of Nanoparticle Research*, Vol. 14, No. 7, p. 974, 2012.
18. Bergman, T.L. and Incropera, F.P. "Fundamentals of Heat and Mass Transfer", John Wiley & Sons, New Jersey, USA, 2011.
19. Roca, A., Wiese, B., Timmis, J., Vallejo-Fernandez, G., and O'grady, K. "Effect of Frequency and Field Amplitude in Magnetic Hyperthermia", *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 48, No. 11, pp. 4054-4057, 2012.
20. Kikuchi, S., Saito, K., Takahashi, M., and Ito, K. "Temperature Elevation in the Fetus from Electromagnetic Exposure During Magnetic Resonance Imaging", *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 55, No. 8, p. 2411, 2010.

فرض نیوتنی هم‌خوانی دارد و مدل کوئیمادا<sup>۱</sup> کمترین دما را نشان می‌دهد همچنین مدل یاسودا تقریباً مقدار میانگینی بین مدل‌های غیرنیوتنی و نیوتنی ارائه می‌کند.

## ۸- مراجع

1. Salloum, M., Ma, R., Weeks, D., and Zhu, L. "Controlling Nanoparticle Delivery in Magnetic Nanoparticle Hyperthermia for Cancer Treatment: Experimental Study in Agarose Gel", *International Journal of Hyperthermia*, Vol. 24, No. 4, pp. 337-345, 2008.
2. Habibi, M.R. and Ghassemi, M. "Numerical Study of Magnetic Nanoparticles Concentration in Biofluid (blood) under Influence of High Gradient Magnetic Field", *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 323, No. 1, pp. 32-38, 2011.
3. Ne'mati, S., Ghassemi, M., and Shahidian, A. "Numerical Investigation of Non-uniform Magnetic Field Effects on the Blood Velocity and Magnetic Nanoparticles Concentration Inside the Vessel", *Journal of Mechanical Science and Technology*, Vol. 31, No. 4, pp. 1657-1663, 2017.
4. Deatsch, A.E. and Evans, B.A. "Heating Efficiency in Magnetic Nanoparticle Hyperthermia", *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 354, pp. 163-172, 2014.
5. Johannsen, M., Thiesen, B., Wust, P., and Jordan, A. "Magnetic Nanoparticle Hyperthermia for Prostate Cancer", *International Journal of Hyperthermia*, Vol. 26, No. 8, pp. 790-795, 2010.
6. Hergt, R., Dutz, S., Müller, R., and Zeisberger, M. "Magnetic Particle Hyperthermia: Nanoparticle Magnetism and Materials Development for Cancer Therapy", *Journal of Physics: Condensed Matter*, Vol. 18, No. 38, p. S2919, 2006.
7. Loukopoulos, L. and Tzirtzilakis, T. "Biomagnetic Channel Flow in Spatially Varying Magnetic Field", *International Journal of Engineering Science*, Vol. 42, No. 5-6, pp. 571-590, 2004.
8. Ne'mati, S. M.N., Ghassemi, M., and Shahidian, A. "Numerical Investigation of Drug Delivery to Cancerous Solid Tumors by Magnetic Nanoparticles, Using External Magnet", *Transport in Porous Media*, Vol. 119, No. 2, pp. 461-480, 2017.
9. Chien, S. "Shear Dependence of Effective Cell Volume as a Determinant of Blood Viscosity", *Science*, Vol. 168, No. 3934, pp. 977-979, 1970.

21. Kramarić D.B. "Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology", Philadelphia, USA, 2017.
22. Bidani, A., Flumerfelt, R., and Crandall, E. "Analysis of The Effects of Pulsatile Capillary Blood Flow and Volume on Gas Exchange", Respiration Physiology, Vol. 35, No. 1, pp. 27-42, 1978.
23. Brambatti, V.M., de Andrade, C. R., and Zapparoli, E.L. "Numerical Analysis of Blood Flow Viscosity Models", Momentum, Vol. 10, p. 1, 2009.

