DOI: 10.30511/jmms.2026.2091219.1051 - ISSN: 3060-8384 - Vol 2(2), 2026

MECHANICS OF SMART STRUCTURES

Available Online at: http://jmss.qut.ac.ir/

QOM UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

Hydrodynamic and thermal analysis of magnetic nanoparticles in fractional non-Newtonian blood flow through stenosed vessels under Applied Magnetic and Electric Fields

ARTICLE INFO

Article Type
Original Research

Authors
Ali Salam Kheir-allah alhajami[1]
Davood Domairry Ganji[2]
Zohreh Asadi[3]

[1] Department of Mechanical Engineering, Babol Noshirvani University of Technology, Babol, Iran, alisalamk9@gmail.com
[2] Department of Mechanical Engineering, Babol Noshirvani University of Technology, Babol, Iran, ddg_davood@yahoo.com
[3] Department of Mechanical Engineering, Babol Noshirvani University of Technology, Babol, Iran, asadi.zohreh.v@gmail.com

**** Correspondence***
Address: Department of Mechanical Engineering, Babol Noshirvani University of Technology, Babol, Iran. Postal Code: 4714873113.
ddg_davood@yahoo.com

ABSTRACT

Hyperthermia using magnetic nanoparticles offers a non-invasive approach for prostate cancer treatment. Since invasive temperature measurement in tumors is challenging, computational models like Pennes bioheat transfer equation are required. The novelty lies in the simultaneous investigation of magnetic and electric fields on fractional viscoelastic blood flow within a stenosed vessel which has not been modeled previously. Using COMSOL, Navier-Stokes, energy, and concentration equations were solved to examine effects of field amplitude/frequency, volume fraction (0.02, 0.04, 0.06), and particle diameter on velocity, temperature, and concentration. Results show increasing nanoparticle concentration or field amplitude enhances heat generation. Each unit increase in induced heat flux raises prostate temperature by 0.2 °C, enabling precise titration to therapeutic window (41–45 °C) while protecting adjacent tissues (rectum, urethra) from necrosis. Raising inlet velocity from 0.1 to 0.2 m/s increases wall shear stresses; at volume fraction 0.04, pressure drop across stenosis rises 25% relative to baselin. A serious hemodynamic alert for elderly cardiovascular patients, highlighting need for personalized dosing and monitoring. The proposed framework provides a predictive tool for personalized dosage and field optimization in prostate cancer hyperthermia.

Article History
Received: June 10, 2026
Accepted: August 09, 2026
ePublished: October 25, 2026

Keywords: Magnetic nanoparticle hyperthermia, iron oxide, simulation, non-Newtonian fluid, prostate cancer treatment.

تحلیل هیدرودینامیک و حرارتی نانوذرات مغناطیسی در جریان خون فرکشنال غیرنیوتنی در عروق تنگ‌شده با اعمال میدان‌های مغناطیسی و الکتریکی

علی سلام خیرالله الحجامی
دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی، بابل، ایران
داود دومیری گنجی*
دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی، بابل، ایران
زهره اسدی
دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی، بابل، ایران

چکیده

هایپرترمی با استفاده از نانوذرات مغناطیسی، یک رویکرد غیرتهاجمی برای درمان سرطان پروستات است. اندازه‌گیری تهاجمی دما در بافت تومور دشوار می‌باشد و استفاده از مدل‌های عددی مانند معادله انتقال حرارت زیستی پنس ضروری است. نوآوری پژوهش، بررسی همزمان میدان‌های مغناطیسی و الکتریکی بر جریان خون فرکشنال درون رگ دارای تنگی موضعی می‌باشد که پیش‌تر مدل‌سازی نشده است. معادلات ناویر-استوکس، انرژی و بقای جرم در کامسول حل شد. تأثیر دامنه و فرکانس میدان مغناطیسی، کسر حجمی و قطر نانوذرات بر سرعت، دما و غلظت بررسی گردید. افزایش غلظت نانوذرات یا دامنه میدان، تولید گرما را بهبود می‌بخشد. به ازای هر واحد افزایش شار حرارتی، دمای بافت پروستات ۰/۲°C افزایش می‌یابد. این ویژگی، تنظیم دقیق توان را برای دستیابی به محدوده درمانی ۴۱°C-۴۵ ممکن می‌سازد و از نکروز بافت‌های مجاور مانند رکتوم و مجرای ادراری جلوگیری می‌کند. افزایش سرعت خون ورودی از ۰/۱m/s به ۰/۲m/s، تنش‌های برشی دیواره را افزایش داده و در کسر حجمی ۰/۰۴، افت فشار در ناحیه تنگی را ۲۵ درصد بالا می‌برد که یک هشدار همودینامیک جدی محسوب می‌شود. زیرا در بیماران مسن با سابقه قلبی-عروقی، بار اضافی بر قلب تحمیل کرده و ضرورت شخصی‌سازی دوز نانوذرات و پایش فشار خون را آشکار می‌سازد. استفاده از کسرهای حجمی ۰/۰۲، ۰/۰۴ و ۰/۰۶ نانوسیال، ضمن بهبود انتقال حرارت، به افزایش افت فشار منجر می‌شود که در تجویز بالینی باید مدنظر قرار گیرد. چارچوب عددی ارائه‌شده، ابزاری پیش‌بینی‌کننده برای طراحی دوز شخصی‌شده نانوذرات و بهینه‌سازی پارامترهای میدان در درمان هایپرترمی سرطان پروستات محسوب می‌شود.

کلید واژه‌ها

هایپرترمی نانوذرات مغناطیسی، اکسید آهن، شبیه‌سازی، سیال غیرنیوتنی، درمان سرطان پروستات.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۵/۰۳/۲۰

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۵/۰۵/۱۸

* نویسنده مسئول: ddg_davood@yahoo.com

۱ مقدمه

هایپرترمی یکی از روش‌های درمان سرطان در جهان به شمار می‌رود. به‌طور کلی، هایپرترمی به مفهوم افزایش کنترل‌شده دمای بدن به بیشتر از دمای طبیعی آن است که این افزایش کنترل‌شده می‌تواند به نابودی سلول‌های اضافه موجود در بدن کمک کند. در فرآیند هایپرترمی، گرما تا دمای بالای ۴۷°C بالا رفته تا بافت‌ها به صورت مستقیم از بین بروند و یا گرما تا دمای کمتر (۴۱-۴۵°C) بالا رفته تا سلول‌های سرطانی برای اعمال بقیه روش‌های درمان سرطان آماده و تضعیف شوند[۱]. بسیاری از آزمایش‌های بالینی در غدد سرطانی مختلف انجام شده است. این آزمایش‌ها شامل سرطان‌های رحم، مثانه، سینه، سر و گردن و غیره می‌شود. نتایج نشان داده است که ترکیب هایپرترمی مغناطیسی و پرتودرمانی باعث کنترل قابل‌توجه تومور سرطانی می‌شود. همچنین، این روش درمانی میزان بهبودی بیماران مبتلا به سرطان را افزایش می‌دهد. در هایپرترمی نانوذرات مغناطیسی، از اتلاف مغناطیسی برای افزایش گرما استفاده می‌شود. پارامترهای مختلفی مانند شدت و فرکانس میدان مغناطیسی اعمالی و خواص نانوذرات مغناطیسی روی افزایش گرما در این روش تأثیرگذارند[۲]. خواص ساختاری نظیر اندازه نانوذرات، نحوه توزیع نانوذرات، چگونگی و نوع بلورینگی ذرات از جمله مهم‌ترین خواص نانوذرات به شمار می‌روند[۳]. پژوهش‌های فراوانی در حوزه کاربرد نانوذرات مغناطیسی انجام شده است که طبق این مطالعات، بیشینه میزان توان اتلاف و بالطبع گرمایش نانوذرات مغناطیسی در ذراتی ریز با خواص ابرپارامغناطیس و ذرات بزرگتر فرومغناطیس اتفاق می‌افتد اما کاربرد این نوع از ذرات مغناطیسی در این روش هایپرترمی به دلیل پایداری کلوییدی بالاتر ذرات ریز ابرپارامغناطیس متداول‌تر است[۴].

در وضعیت ایده‌آل هایپرترمی، بافت تومور کاملاً نابود شده و بافت‌های اطراف آن بدون هیچ‌گونه آسیب‌دیدگی یا نابودی باقی می‌مانند[۵]. استفاده دائمی از وسایل اندازه‌گیری دما در روش هایپرترمی به دلیل محدودیت‌های درمانی از قبیل حفظ سلامت، آسایش بیمار و نیز جلوگیری از درد حاصل از اعمال روش‌های درمانی ممکن نمی‌باشد. از این‌رو، برای به‌دست آوردن توزیع دما و تاریخچه تغییرات دما در محیط تحت درمان، از مدل‌های انتقال حرارت در بافت‌های زنده استفاده می‌شود. تحقیقات زیادی در زمینه شبیه‌سازی حرارتی فرآیند درمان به روش هایپرترمی انجام شده است[۹-۶]. تحلیل‌های انجام شده در رابطه با درمان به روش هایپرترمی به دو گروه تحلیل فیزیولوژیکی (تحلیل زیستی) و تحلیل حرارتی تقسیم می‌شوند[۸]. تحلیل‌های فیزیولوژیکی به بررسی اثرات زیستی درمان به روش هایپرترمی بر روی بدن و سلامت بیماران متمرکز

هستند. در مقابل، تحلیل‌های حرارتی به مدل‌سازی رفتار حرارتی بافت‌های تحت درمان در روش هایپرترمی مربوط می‌شود. این تحلیل‌ها به دنبال به دست آوردن توزیع و تغییرات دما در بافت‌ها هستند و اطلاعات حاصل از آن‌ها به‌عنوان یکی از عوامل مهم در ارزیابی و بهینه‌سازی روند درمان هایپرترمی مورد استفاده قرار می‌گیرد[۹].

برای بررسی روش هایپرترمی از نظر حرارتی، ضرورت دارد تا رفتار حرارتی بافت زنده تحت تأثیر حرارت اعمالی مورد بررسی قرار گیرد. با این حال، استفاده از مدل‌های معمول انتقال حرارتی که برای سیستم‌های بی‌جان به کار می‌روند به دلیل پیچیدگی ساختاری و عملکردی بافت زنده در این مورد کارا نمی‌باشد. از این‌رو، مدل انتقال حرارت زیستی که به بررسی پدیده‌های مرتبط با تبادل حرارت در بافت‌های زنده می‌پردازد، مناسب‌ترین مدل برای این کار می‌باشد. مهم‌ترین بخش از انتقال حرارت زیستی به بررسی تبادل حرارت بین رگ‌های خونی و بافت‌های مجاور آن اختصاص دارد[۱۰، ۱۱]. این حوزه به دلیل پیچیدگی مدل‌سازی اثر شبکه خون‌رسانی بر توزیع دما در بافت‌ها مورد توجه قرار گرفته است، زیرا شبکه خون‌رسانی بافت‌های زنده گسترده و متنوع می‌باشد و این پیچیدگی به دلیل گوناگونی شرایط محیطی و عملکردی در این سیستم وجود دارد[۱۲]. پنس یکی از پژوهشگران برجسته در زمینه انتقال حرارت زیستی است که مطالعات بسیاری در زمینه تأثیر حرارت بر بافت‌های زنده و انتقال حرارت زیستی انجام داده است. یکی از پژوهش‌های معروف و قدیمی او به تحلیل توزیع دما در بازوی انسان در وضعیت آسایش اختصاص دارد[۱۳]. در این پژوهش، پنس به بررسی توزیع دما در بافت‌های بازوی انسان پرداخت. او از داده‌های تجربی برای توسعه مدل‌هایی برای شبیه‌سازی توزیع دما در بافت‌های حاوی سیستم خون‌رسانی بهره برد. این مدل‌ها به محققان بعدی این امکان را می‌دهد تا اثرات حرارتی در بافت‌های زنده را با دقت بیشتری بررسی کنند و به تحلیل بهتری از انتقال حرارت زیستی بپردازند. مدل جدید انتقال حرارت زیستی که توسط بایش در سال ۱۹۹۴ ارائه شد، خصوصیات مختلف شبکه خون‌رسانی را به صورت آماری محاسبه نمود[۱۶-۱۴]. این مدل، یک شبکه درختی از رگ‌ها را با استفاده از روش گاتلیب تولید نمود و سپس میزان قطر و دبی خون در هر رگ را محاسبه کرد. در ادامه، توزیع دما در بافت را با در نظر گرفتن هر رگ به عنوان یک چاه حرارتی و حل معادله انرژی برای بافت به دست آورد. در حوزه تحقیقات هایپرترمی، مطالعات متعددی با استفاده از روش‌های عددی و آزمایشگاهی بر روی درمان تومورها و تأثیرات حرارتی در بافت‌ها انجام شده است.

تایبوت و لمونیر[۱۷] در سال ۲۰۰۲، مدل‌سازی هایپرترمی با استفاده از روش المان مرزی برای درمان تومور در لگن انجام دادند و از امواج الکترومغناطیسی به عنوان منبع حرارتی استفاده نمودند. تانجیت کوسولمان و همکاران[۱۸] نیز به مدل‌سازی توزیع دما در ریشه‌کن کردن سلول‌های توموری کبد با استفاده از روش المان محدود پرداختند و بررسی آن‌ها نشان داد که فاصله بین رگ خونی و الکترود بر توزیع دما در بافت تأثیر مستقیمی دارد. در سال ۲۰۰۶، هورنگ و همکاران[۱۹] به بررسی اثر زمان اعمال حرارت بر هایپرترمی پرداختند که نتایج آن‌ها نشان دادند که با افزایش زمان، غیریکنواختی در توزیع دما در ناحیه هدف ایجاد می‌شود. دنگ و لیو[۲۰، ۲۱] در سال ۲۰۰۴، به بررسی تأثیر رگ‌های شاخص حرارتی بر هایپرترمی با استفاده از روش مونت کارلو همت گماردند. این رگ‌ها نیز نتایج مشابهی با افزایش زمان داشته و می‌توانست غیریکنواختی را در توزیع دما ایجاد کند. در سال ۲۰۱۳،

آپتل و همکاران[۲۲] به تحقیق در خصوص تأثیر رگ‌های خونی طویل و محل تمرکز توزیع دما در تومورهای سرطانی کبد پرداختند که از مدل‌سازی با ابزارهای عددی و استفاده از معادلات حرارت زیستی برای محاسبه میدان دمایی در کبد استفاده نمودند. آنها متغیرهای مختلفی از جمله قطر و فاصله مرکزی رگ‌های خونی را هم مورد بررسی قرار داند.

کوکارلی و همکاران[۲۳] در سال ۲۰۱۶، تحقیقی در خصوص تخمین دقیق اشکال و اندازه ضایعات حرارت درمانی برای بافت توموری انجام دادند. این پژوهش به بررسی تأثیر تغییرات درونی خواص گرمایی بافت نرم بر این موارد متمرکز شد و در نهایت یک مدل محدود شده حرارت زیستی پیشنهاد دادند که برای پیش‌بینی آسیب‌های حرارتی درمانی توسعه یافت.

لیو و همکاران[۲۴] در سال ۲۰۱۹، به تحلیل عددی توان تلفاتی موردنیاز در مسائل هایپرترمی مغناطیسی پرداختند. آن‌ها با هدف پیش‌بینی دقیق توان تلفاتی برای تعیین دوز صحیح نانوذرات مغناطیسی، یک تکنیک ترکیبی مبتنی بر تبدیل لاپلاس و روش گسسته‌سازی اصلاح‌شده را برای حل مدل انتقال حرارت زیستی در کره‌های دولایه‌ی هم‌مرکز ارائه دادند. نتایج آن‌ها نشان داد که توان تلفاتی موردنیاز برای حفظ دمای مؤثر، به نرخ افزایش دما، اندازه تومور، نرخ پرفیوژن خون و خواص بافت بستگی دارد و برای اثر خنک‌کنندگی پرفیوژن خون یا حجم کوچک‌تر تومور، باید افزایش یابد.

مجی و شیت[۲۵] در سال ۲۰۲۰، به مدل‌سازی و شبیه‌سازی جریان خون همراه با نانوذرات مغناطیسی به عنوان حامل برای دارورسانی هدفمند در شریان تنگی‌افته پرداختند. این پژوهش به‌صورت سیستماتیک، الگوی جریان و تجمع نانوذرات را در یک بخش شریانی مبتلا به آترواسکلروز بررسی کرد. نتایج آن‌ها نشان داد که افزایش غلظت نانوذرات، تنش برشی دیواره را در پایین‌دست تنگی کاهش داده و عدد ناسلت را افزایش می‌دهد که بیانگر افزایش انتقال حرارت از دیواره‌ی شریان به بافت‌های اطراف برای نابودی سلول‌های توموری است. در همان سال لیو و یانگ[۲۶] به تحلیل عددی انتقال حرارت غیرتعادل موضعی در بافت کروی لایه‌ای در طی هایپرترمی مغناطیسی پرداختند. آن‌ها با استفاده از یک تکنیک ترکیبی مبتنی بر تبدیل لاپلاس و یک روش گسسته‌سازی اصلاح‌شده، مسئله‌ی انتقال حرارت زیستی را برای کره‌های دولایه‌ی هم‌مرکز حل کردند. این پژوهش نشان داد که توان تلفاتی موردنیاز برای حفظ دمای مؤثر در ناحیه‌ی تومور، به نرخ افزایش دما، اندازه‌ی تومور، نرخ پرفیوژن خون و خواص بافت وابسته است. همچنین سلیمان و همکاران[۲۷] یک مطالعه‌ی سه‌بعدی از هایپرترمی سیال مغناطیسی تومور پستان با استفاده از نانوذرات مغناطیسی Fe_3O_4 انجام دادند. آن‌ها با پیاده‌سازی مدل‌های المان محدود در نرم‌افزار کامسول، فرآیند تزریق، نفوذ و توزیع دما را در بافت پستان شبیه‌سازی کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که افزایش دامنه و فرکانس میدان مغناطیسی اعمالی، دمای تومور را افزایش داده و این روش می‌تواند با عوارض جانبی حداقلی، تومور پستان را با موفقیت درمان کند. عطاءاله‌پور و همکاران[۲۸] یک مطالعه‌ی مروری بر شبیه‌سازی‌های رایانه‌ای برای برنامه‌ریزی درمان در هایپرترمی مغناطیسی با نانوذرات درون‌بدنی ارائه دادند. این مقاله به بررسی مطالعات

پیش‌بالینی، نیاز به نانو-گرمایش‌گرهای میدان‌کم، دزیمتری حرارتی غیرتهاجمی و وضعیت هنر مدل‌سازی محاسباتی برای برنامه‌ریزی درمان پرداخت. این مرور نشان داد که مدل‌های عددی می‌توانند نقش کلیدی در بهینه‌سازی پارامترهای درمانی و کاهش خطرات بالینی ایفا کنند.

عطمینان و همکاران[۲۹] در سال ۲۰۲۲، به شبیه‌سازی عددی انتقال حرارت، انتقال جرم و آسیب بافتی در هایپرترمی با نانوذرات مغناطیسی در حضور عروق خونی پرداختند. آن‌ها با فرض تومور به‌عنوان یک محیط متخلخل دارای دو مویرگ، نانوذرات را به جریان خون اضافه کرده و توزیع آن‌ها را در تومور شبیه‌سازی کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که با روش پیشنهادی، می‌توان در یک جلسه‌ی درمانی، بیش از ۹۰ درصد بافت تومور را تخریب کرد و آن را برای درمان‌های کمکی مانند رادیوتراپی آماده‌سازی نمود. همچنین مایاکار و همکاران[۳۰] یک مدل ریاضی برای تزریق درون‌توموری، توزیع ذرات و انتقال حرارت در تومورهای سرطانی با استفاده از شبیه‌سازی درون‌رایانه‌ای ارائه دادند. آن‌ها با پیاده‌سازی مدل در نرم‌افزار کامسول، جریان سیال بینابینی، توزیع ذرات و افزایش دما را پیش‌بینی کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که ذرات کوچک‌تر، سریع‌تر منتشر شده و افزایش دمای بیشتری در تومور ایجاد می‌کنند و تزریق تک‌محل در مرکز تومور، دمای درمانی را در کل تومور تأمین نمی‌کند. و همچنین کاویانی و همکاران[۳۱] به بررسی اثرات مشتقات زمانی کسری در تکنیک انتقال حرارت زیستی بر روی درمان حرارتی تومور پرداختند. آن‌ها با استفاده از یک مدل حرارت زیستی مرتبه‌کسری در مختصات کروی، انتقال حرارت در بافت‌های زنده را در طی درمان هایپرترمی مغناطیسی تومورها شبیه‌سازی کردند. این پژوهش تأثیر پارامتر کسری و تفاوت در خواص ترموفیزیکی بین بافت بیمار و سالم را بر روی توزیع دما بررسی نمود. البته گوپتا و همکاران[۳۲] نیز به مدل‌سازی و شبیه‌سازی جریان خون با نانوذرات مغناطیسی به عنوان حامل برای دارورسانی هدفمند در شریان تنگی‌افته پرداختند. آن‌ها با در نظر گرفتن جریان ناپایدار خون همراه با نانوذرات مغناطیسی، الگوی جریان و تجمع نانوذرات را در یک بخش شریانی مبتلا به آترواسکلروز بررسی کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که افزایش غلظت نانوذرات، تنش برشی دیواره را در پایین‌دست تنگی کاهش داده و زمان ماندگاری نانوذرات را افزایش می‌دهد که برای دارورسانی هدفمند مفید است.

هاشمی و همکاران[۳۳] در سال ۲۰۲۲، یک مدل دو-فازی از هایپرترمی مغناطیسی با نانوذرات تزریق‌شده به‌صورت وریدی در بافت‌های عضله و پروستات ارائه دادند. آن‌ها سوسپانسیون حاصل از نانوذرات در خون را به‌عنوان یک نانوسیال غیرنیوتنی در نظر گرفته و اثرات براونی و ترموفورتیک را در یک مدل دو-فازی لحاظ کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که با افزایش غلظت نانوذرات در ورودی و فرکانس نوسانی میدان مغناطیسی، غیریکنواختی توزیع نانوذرات، دمای بافت و عروق خونی افزایش یافته و فشار متوسط کاهش می‌یابد.

آبوالدهاب و همکاران[۳۴] در سال ۲۰۲۳، به بررسی اثرات حافظه‌ی حرارتی و شوک حرارتی خطی متحرک بر انتقال حرارت در بافت‌های زنده با استفاده از یک شکل تعمیم‌یافته از معادله‌ی پنس پرداختند. مدل ریاضی آن‌ها بر اساس قانون جدید فوریه با مشتق مرتبه‌کسری زمانی بنا شده است که در آن شار حرارتی نه تنها تحت تأثیر گرادیان دما، بلکه تحت تأثیر رفتار تاریخی (حافظه‌دار) آن نیز قرار می‌گیرد. کسری‌سازی شار حرارتی از طریق یک عملگر انتگرالی کسری، امکان مدل‌سازی سرعت متناهی انتشار موج گرما را فراهم می‌آورد. این رویکرد، برخلاف

مدل‌های کلاسیک که انتشار لحظه‌ای گرما را فرض می‌کنند، می‌تواند پیش‌بینی دقیق‌تری از توزیع دما در بافت‌های زنده در طی فرآیندهای درمانی حرارتی نظیر هایپرترمی ارائه دهد.

مولایی[۳۵] در سال ۲۰۲۴، یک مطالعه‌ی مروری جامع بر هایپرترمی مغناطیسی در درمان سرطان، مکانیزم‌ها و پیشرفت‌های اخیر آن ارائه داد. این مرور، هایپرترمی مغناطیسی را به‌عنوان روشی معرفی می‌کند که با استفاده از یک میدان مغناطیسی متناوب خارجی، گرما را به‌صورت موضعی از نانوذرات مغناطیسی به سلول‌های سرطانی منتقل می‌کند تا سلول‌های سرطانی را از بین ببرد یا از رشد بیشتر آن‌ها جلوگیری نماید. در این مقاله، مکانیزم عملکرد و فیزیک مغناطیس پشت هایپرترمی مغناطیسی تشریح شده و روش‌های مختلف سنتز و اصلاح سطح نانوذرات برای افزایش زیست‌سازگاری، حلالیت در آب و پایداری آن‌ها در محیط‌های فیزیولوژیکی مورد بحث قرار گرفته است. همچنین، پژوهش‌ها در مورد انواع مختلف نانوذرات مغناطیسی با قابلیت افزایش دمای موضعی، با تمرکز بر مکانیزم تولید گرما و عوامل تأثیرگذار مرتبط با آن، بررسی شده‌اند. این مرور نشان می‌دهد که هایپرترمی مغناطیسی با نانوذرات، به‌عنوان یک روش درمانی امیدوارکننده، نیازمند درک عمیق‌تری از عوامل مؤثر بر کارایی گرمایشی و زیستی آن است. و در همان سال تیان و همکاران[۳۶] پاسخ ترموویسکوالاستیک بافت پوست را به‌عنوان یک نمونه‌ی کلاسیک از بافت‌های بیولوژیک ویسکوالاستیک، در معرض شوک حرارتی مورد مطالعه قرار دادند. آن‌ها این بررسی را بر اساس مدل کلوین-وویت کسری و رسانش حرارت زیستی پنس با مشتقات کسری انجام دادند. این پژوهش نشان می‌دهد که استفاده از مدل‌های مرتبه‌کسری در معادله‌ی پنس، برخلاف مدل‌های کلاسیک که انتشار آنی گرما را پیش‌بینی می‌کنند، می‌تواند رفتار حرارتی واقعی‌تری از بافت‌های زنده تحت شرایط حرارتی غیرماندگار ارائه دهد. اگرچه این مطالعه بر روی بافت پوست متمرکز است، اما مفاهیم و روش‌شناسی آن برای مدل‌سازی رفتار حرارتی-مکانیکی سایر بافت‌های نرم از جمله بافت پروستات در طی هایپرترمی قابل تعمیم بوده و اهمیت درنظرگرفتن خواص ویسکوالاستیک و حافظه‌دار بافت‌ها را در شبیه‌سازی‌های عددی آشکار می‌سازد.

در مطالعات جدیدتر، با بکارگیری علم نانوفناوری و اثر تقویتی نانوذرات در هایپرترمی، بازتعریف اصول بیولوژیکی و ابداع سخت‌افزار و نرم‌افزارهای بهتر و دقیق‌تر امیدواری‌های زیادی در بکارگیری این روش در درمان سرطان نیز ایجاد شده است. براین اساس، مطالعات نشان داد که مدل‌سازی با استفاده از معادلات حرارت زیستی و شبیه‌سازی‌های عددی می‌تواند به درک بهتری از تأثیرات هایپرترمی بر بافت‌ها و تومورهای بدن کمک نموده و روش‌های بهتری را در درمان‌های حرارتی فراهم آورد.

با وجود پیشرفت‌های چشمگیر در مدل‌سازی هایپرترمی با نانوذرات مغناطیسی در سال‌های اخیر، بررسی مرور منابع نشان می‌دهد که اغلب مدل‌های پیشین، جریان خون را به‌صورت نیوتنی و بدون درنظرگرفتن ماهیت ویسکوالاستیک و حافظه‌دار آن در نظر گرفته‌اند. پژوهش‌های جدید در حوزه معادلات حرارت زیستی مرتبه‌کسری نشان داده‌اند که استفاده از مشتقات کسری در مدل‌سازی پنس، به دلیل لحاظ کردن اثرات حافظه حرارتی و سرعت متناهی انتشار موج گرما، می‌تواند دقت پیش‌بینی توزیع دما را به‌طور قابل‌توجهی افزایش دهد. همچنین، تأثیر هم‌زمان

میدان‌های مغناطیسی و الکتریکی بر رفتار همودینامیک خون در ناحیه تنگی عروق، که در شرایط بالینی بیماران مسن مبتلا به سرطان پروستات با تنگی‌های عروقی همراه است، کمتر مورد بررسی قرار گرفته است. از سوی دیگر، تاکنون هیچ مطالعه‌ای به تحلیل هم‌زمان اثرات میدان‌های مغناطیسی و الکتریکی بر روی جریان خون با رفتار ویسکوالاستیک مرتبه‌کسری (فرکشنال) در درون یک رگ دارای تنگی موضعی (استنوزیس) در بافت تومور پروستات نپرداخته است. بنابراین، نوآوری پژوهش حاضر در بررسی هم‌زمان این سه مؤلفه‌ی کلیدی است: جریان خون فرکشنال غیرنیوتنی، حضور هم‌زمان میدان‌های مغناطیسی و الکتریکی، و هندسه‌ی رگ تنگ‌شده در بافت پروستات. این رویکرد جامع، امکان شبیه‌سازی دقیق‌تری از شرایط بالینی واقعی را فراهم می‌آورد و می‌تواند به بهینه‌سازی پارامترهای درمانی در بیماران مبتلا به سرطان پروستات با سابقه‌ی تنگی‌های عروقی کمک نماید.

هدف از این پژوهش، تحلیل حرارتی فرآیند درمان هایپرترمی با جریان الکتریکی و ایجاد میدان الکتریکی با استفاده از منبع الکترومغناطیسی در بافت تومور پروستات است. برای انجام این کار، نحوه جذب گرما و انتقال آن به بافت تومور و بافت سالم اطراف شبیه‌سازی شد. علاوه‌براین، ساختار بافت و اجزای آن شناخته شد و تأثیر هر یک بر روی انتقال حرارت مدل‌سازی گردید.

۲ تعریف مسئله

با توجه به اینکه تأثیر شریان‌ها مهم‌تر از وریدهای با قطر مشابه است، بنابراین رگ‌های با قطر بزرگتر مدل‌سازی نشدند. برای شبیه‌سازی رفتار جریان خون در ورید، این فرض وجود دارد که جریان خون نیوتنی است، جریان خون در ورید کند و تراکم‌ناپذیر است و به طور کلی از معادله ناویر-استوکس پیروی می‌کند. بنابراین، معادله ناویر-استوکس برای جریان خون و معادله انرژی برای انتقال حرارت در رگ حل شد. علاوه بر این، به دلیل سرعت کم خون در شبکه سیاهرگی و انتقال حرارت زیاد بین خون جاری در شبکه سیاهرگی و بدن، دمای جریان خون در مویرگ‌های سیاهرگ‌ها برابر با دمای بافت در نظر گرفته می‌شود. بنابراین، با فرض اینکه جریان خون در واحد حجم بافت به فضای بینابینی ω_b $(\mathrm{m^3/s/m^3})$ باشد، مقدار گرمای منتقل شده بین عضله و شبکه مویرگی در هر نقطه از بافت برابر است با:

$$Q_{pef} = p_b c_b \omega_b (T_b - T_t) \qquad ۱$$

که در آن، p_b چگالی خون، c_bظرفیت گرمایی ویژه خون و T_b و T_t به ترتیب دمای موضعی خون در شبکه مویرگی سرخرگی و بافت است. ω_b نرخ تبادل مایع بین شبکه مویرگی و فضای بینابینی است[۳۷] و ضریب پرفیوژن نیز نامیده می‌شود. با توجه به فرضیات پنس، از یک مقدار ثابت برای ضریب پرفیوژن استفاده شد. همچنین، فرض شد که دمای شبکه خونرسانی مویرگی سرخرگی در تمام بافت‌های مورد بررسی یکسان و با دمای خون ورودی به آن شبکه یکسان است، زیرا سطح انتقال حرارت در شبکه مویرگی به دلیل قطر کم مویرگ‌ها و نسبت زیاد بین طول و عرض مویرگ‌ها زیاد است. تعادل حرارتی خون بین شبکه مویرگی شریان و بافت اطراف آن برقرار است، بنابراین برای محاسبه میزان انتقال

حرارت بین شبکه خون‌رسانی مویرگی و بافت اطراف، به جای استفاده از اختلاف دمای موضعی بین بافت و خون $(T_b - T_t)$، تفاوت دمای بافت و دمای شریانی $(T_B - T_t)$ می‌تواند به کار رود. برای محاسبه میزان انتقال حرارت می‌توان از رابطه زیر بین بافت و شبکه خون‌رسانی مویرگ استفاده نمود.

$$Q_{pef} = p_b c_b \omega_b (T_B - T_t) \quad ۲$$

فرمول‌بندی معادلات حاکم بر جریان در یک ظرف نیوتنی و ظرفیت حرارتی تراکم‌ناپذیر فرضی:

$$V.\vec{u} = 0 \quad ۳$$

$$p_b \frac{D\vec{u}}{Dt} = -\vec{\nabla} P + \mu_b \nabla^2 \vec{u} \quad ۴$$

که در این معادلات، $\vec{u}$ بردار سرعت است که برای مختصات دکارتی دو بعدی $\vec{u} = u_{\vec{i}} + v_{\vec{j}}$ و برای متقارن محوری $\vec{u} = \mathrm{u}\vec{e}_z + v\vec{e}_r$ است. $\tilde{P}$ فشار خون، p_b چگالی خون، μ_b لزجت سیال خون و t زمان است. فرمول معادله حاکم برای توزیع انرژی در ظرف شاخص گرما به صورت زیر است:

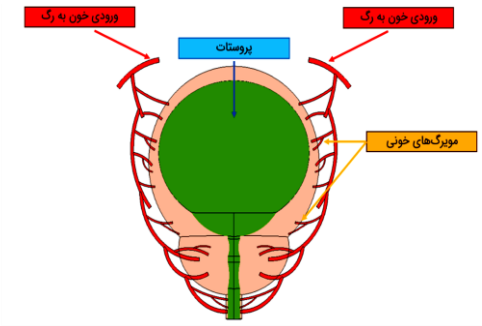
$$p_b c_b \frac{DT_b}{Dt} = \nabla(k_b \nabla T_b) + S_{T.b} \quad ۵$$

علاوه‌براین، شکل معادله حاکم برای توزیع انرژی در بافت‌ها به صورت زیر می‌باشد:

$$p_t c_t \frac{\partial^\alpha T_t}{\partial x^\alpha} = k_t \left(\frac{\partial^2 T_t}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_t}{\partial y^2}\right) + p_b c_c \omega_b (T_B - T_t) + Q_m + S_{T.t} \quad ۶$$

که در آن، p، c، k و ω_b به ترتیب چگالی، گرمای ویژه، ضریب هدایت و ضریب پرفیوژن هستند. T، $S_{T.t}$ و Q_m به ترتیب دما، میزان تولید گرمای جذب شده توسط بافت و خون و میزان تولید حرارت متابولیکی هستند. T_B، دمای شریانی است که ثابت است. انتقال حرارت بین بافت و شبکه خون‌رسانی مویرگی به شکل بیان چاه حرارتی پنس شبیه‌سازی شد.

شکل ۱ شماتیک پروستات و رگ‌هایی که خون در آن جریان می‌یابد را نشان می‌دهد. خون با دمای ۳۷°C و سرعت‌های ۰/۱m/s، ۰/۱۲۵، ۰/۱۵، ۰/۱۷۵ و ۰/۲ در رگ‌ها جریان داشت. همچنین در انتهای رگ شرط فشار استاتیکی برابر با صفر اعمال شد.



شکل ۱ شماتیک پروستات و رگ‌های آن

۳ مدل‌سازی ریاضی

برای انتقال نانوذرات مغناطیسی به بافت سرطانی بایستی ابتدا محلول ساخته شده به بدن تزریق شود. پارامترهای مختلفی در هنگام تزریق نانوذرات به بدن اثرگذارند که از آن جمله می‌توان به مکان، نرخ و حجم تزریق، مدت زمان نفوذ نانوذرات در بافت بدن، نحوه و مدت زمان تابش میدان مغناطیسی به بافت بدن اشاره نمود. میزان نفوذ نانوذرات در بافت بدن توسط قانون فیک بیان می‌شود:

$$\frac{\delta c}{\delta t} = D\nabla^2 c + S \qquad ۷$$

که در آن، c غلظت نانوذرات، D ضریب نفوذ نانوذرات و S دامنه چشمه حرارتی مؤثر بر نانوذرات است. نکته دیگر اینکه در حالت کلی نفوذ در فضای بین سلولی رخ می‌دهد و بالطبع بهترین مدل برای بیان دقیق‌تر مدل بافت بدن، مدل ماده متخلخل است[۳۸] که در این حالت معادله نفوذ مولکولی به رابطه ۸ تبدیل شده و داریم:

$$\frac{\delta c}{\delta t} = D^*\nabla^2 c + S \qquad ۸$$

که در آن، D^* به عنوان ضریب نفوذ مؤثر ماده است و از رابطه ۹ بدست می‌آید.

$$D^* = K.D \qquad ۹$$

در صورتیکه بافت مورد نظر بافت همگن باشد میزان K طبق رابطه ۱۰ وابسته به λ است که خود λ به میزان انحنا و پیچ و خم بافت متخلخل وابسته است.

$$K = \frac{1}{\lambda^2} \qquad ۱۰$$

جریان خون به صورت آرام، ضربانی، تراکم‌ناپذیر و متقارن محوری در امتداد یک رگ خونی، یک ناحیه تومور اطراف، یک عضله غیرسرطانی یا ناحیه پروستات و یک ناحیه بافت چربی در نظر گرفته می‌شود. رگ خونی با شعاع R_0 و طول L بوده و تومور سرطانی دارای یک هندسه بیضی شکل موج‌دار است که با رابطه ۱۱ توضیح داده می‌شود[۴۱-۳۹].

$$\frac{(x-0\cdot 5L)^2}{X_{tum}^2}+\frac{(r-R_0)^2}{[R_{tum}+a_{tum}\sin(2\pi\omega_{tum}\left\{1-\frac{x-0\cdot 5L+X_{tum}}{2X_{tum}}\right\})]^2}=1 \qquad ۱۱$$

که در آن، پارامترهای X، R، a و ω به ترتیب طول، شعاع، دامنه موج و فرکانس موج تومور است. همچنین تومور در یک ناحیه بیضوی صاف و غیرسرطانی با حداکثر شعاع R_{tis} قرار دارد که این شعاع از شعاع تومور بزرگتر است. بافت چربی نیز استوانه‌ای شکل با شعاع R می‌باشد.

خون از طریق ورودی رگ (x=0) با سرعت $U_b[1+A_b\,sin(2\pi\omega_b t)]$ وارد شده که در آن، U، A و ω به ترتیب میانگین سرعت خون در ورودی، دامنه ضربان و فرکانس ضربان است. دمای مرزی ورودی و بیرونی (r=R) برابر با T_0 (دمای بدن) است، همچنین کسر حجمی نانوذرات جامد ورودی Φ_0 است. در سطح مشترک بافت-بافت و عروق-بافت، سرعت، تنش معمولی، دما، شار حرارتی و کسر حجمی نانوذرات و شار نفوذی پیوسته هستند. به منظور تولید گرما برای هایپرترمی مغناطیسی، یک میدان مغناطیسی شعاعی نوسانی با اندازه $H=H_0\,sin(2\pi\omega_H t)$ به سیستم اعمال شد که در آن H و ω به ترتیب دامنه میدان مغناطیسی و فرکانس نوسان را نشان می‌دهند. معادلات حاکم بر جریان نانوسیال، انتقال حرارت همرفتی و انتقال نانوذرات به صورت بدون بعد در روابط ۱۶-۱۲ آورده شده است[۴۲]. نکته دیگر اینکه معادلات آورده شده به ترتیب با نام‌های معادله پیوستگی (۱۲)، معادله تکانه X (۱۳)، معادله تکانه R (۱۴)، معادله انرژی (۱۵) و معادله بقای جرم نانوذرات (۱۶) شناخته می‌شوند.

$$\frac{\partial^\alpha u}{\partial x^\alpha}+\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}(ev)=0 \qquad ۱۲$$

$$\begin{aligned}&\frac{\rho_{bnf}}{\rho_b}\left[\frac{1}{\varepsilon}+\frac{\partial^\alpha}{\partial t^\alpha}+\frac{1}{\varepsilon^2}\left(u\frac{\partial^\alpha}{\partial x^\alpha}+v\frac{\partial^\alpha u}{\partial r^\alpha}\right)\right]\\&=-\frac{\partial^\alpha p}{\partial x^\alpha}+\frac{1}{\varepsilon Re}\left[\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(r\frac{\mu_{bnf}}{\mu_{pl}}\frac{\partial u}{\partial r}\right)+\frac{\partial}{\partial x}\left(\frac{\mu_{bnf}}{\mu_{pl}}\frac{\partial u}{\partial x}\right)\right]\\&+\frac{1}{\varepsilon Re\mu_{pl}}\left(\frac{\partial\mu_{bnf}}{\partial x}\frac{\partial^\alpha u}{\partial x^\alpha}+\frac{\partial\mu_{bnf}}{\partial r}\frac{\partial^\alpha v}{\partial x^\alpha}\right)-\frac{\mu_{bnf}}{\mu_{pl}}\frac{u}{ReDa}\\&-\frac{\rho_{bnf}}{\rho_b}\frac{\beta}{\sqrt{Da}}\sqrt{u^2+v^2u}\end{aligned} \qquad ۱۳$$

$$\frac{\rho_{bnf}}{\rho_b}\left[\frac{1}{\varepsilon}\frac{\partial v}{\partial t}+\frac{1}{\varepsilon^2}\left(u\frac{\partial v}{\partial x}+v\frac{\partial u}{\partial r}\right)\right]$$
$$=-\frac{\partial p}{\partial r}+\frac{1}{\varepsilon Re}\left[\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(r\frac{\mu_{bnf}}{\mu_{pl}}\frac{\partial v}{\partial r}\right)+\frac{\partial}{\partial x}\left(\frac{\mu_{bnf}}{\mu_{pl}}\frac{\partial v}{\partial x}\right)\right]-\frac{1}{\varepsilon Re}\frac{\mu_{bnf}}{\mu_{pl}}\frac{v}{r^2} \quad ۱۴$$
$$+\frac{1}{\varepsilon Re\mu_{pl}}\left(\frac{\partial\mu_{bnf}}{\partial x}\frac{\partial u}{\partial r}+\frac{\partial\mu_{bnf}}{\partial r}\frac{\partial v}{\partial r}\right)-\frac{\mu_{bnf}}{\mu_{pl}}\frac{u}{ReDa}-\frac{\rho_{bnf}}{\rho_b}\frac{\beta}{\sqrt{Da}}\sqrt{u^2+v^2u}$$

$$\frac{(\rho c)_{eff}}{\rho_b c_{pl}}\frac{\partial^\alpha T}{\partial t^\alpha}+\frac{(\rho c)_{bnf}}{\rho_b c_{pl}}\left(u\frac{\partial T}{\partial x}+v\frac{\partial T}{\partial r}\right)$$
$$=\frac{1}{RePr}\left[\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(r\frac{k_{eff}}{k_{pl}}\frac{\partial T}{\partial r}\right)+\frac{\partial}{\partial x}\left(\frac{k_{eff}}{k_{pl}}\frac{\partial T}{\partial x}\right)\right]+Q\times\emptyset_0\emptyset \quad ۱۵$$

$$\frac{\partial^\alpha\emptyset}{\partial t^\alpha}+\frac{1}{\varepsilon}\left(u\frac{\partial^\alpha\emptyset}{\partial x^\alpha}+v\frac{\partial^\alpha\emptyset}{\partial r^\alpha}\right)$$
$$=\frac{1}{ReSc}\left[\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(r\frac{\partial^\alpha\emptyset}{\partial r^\alpha}\right)+\frac{\partial^2\emptyset}{\partial x^2}\right]+\frac{1}{ReScN_{BT}}[\frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}\left(r\frac{\partial^\alpha T}{\partial x^2})+\frac{\partial^2 T}{\partial x^2}\right]0<\alpha \quad ۱۶$$
$$<1$$

که در این روابط، پارامترهای u، v، p، ، r، x، ϕ، Re، t، Da، Q، Pr، Sc و NBT به ترتیب سرعت‌های محوری و شعاعی، فشار، دما، کسر حجمی نانوذرات جامد، مختصات محوری و شعاعی، زمان، عدد رینولدز، عدد دارسی، پارامتر تولید گرما عدد پرنتل، عدد اشمیت و نسبت انتشار براونی/ترموفورتیک هستند. در معادله (۱۵) ، جمله‌ی آخر $Q\times\emptyset_0\emptyset$ بیانگر توان اتلاف حجمی مغناطیسی ناشی از حضور نانوذرات اکسید آهن در معرض میدان مغناطیسی نوسانی است. این جمله بر اساس مدل روزنسوایگ در معادله (۱۷) تعریف می‌شود.

$$Q_X=\frac{\pi\mu_0 X'' H_0^2 f}{(\rho c)_{pl}} \quad ۱۷$$

که در این رابطه، پارامترهایμ_0، X''، H_0، f و $(\rho c)_{pl}$ به ترتیب تراوایی خلأ، بخش موهومی ضریب پذیرفتاری مغناطیسی نانوذرات (وابسته به فرکانس و قطر ذرات)، دامنه‌ی میدان مغناطیسی اعمالی، فرکانس میدان مغناطیسی و ظرفیت حرارتی حجمی پلاسما هستند.

در معادله (۱۶) نیز انتخاب مرتبه‌ی مشتق فرکشنال در بازه‌ی $0<\alpha<1$ به دلیل مدل‌سازی حافظه‌ی ویسکوالاستیک خون و رفتار انتشار نانوذرات در بافت متخلخل تومور استفاده شده‌اند. مقدار α بر اساس بررسی با داده‌های تجربی، برای بافت پروستات و عضله در محدوده‌ی ۰/۸۵–۰/۹۵ و برای جریان خون در محدوده‌ی ۰/۷۰–۰/۸۵ تعیین شده است. مشتقات مرتبه‌کسری (فرکشنال) به‌کاررفته در معادلات (۱۲) تا (۱۶) و همچنین شرایط مرزی (۲۰) و (۲۱)، همگی بر اساس تعریف کاپوتو اعمال شده‌اند. انتخاب مشتق کاپوتو به دلیل سازگاری آن با شرایط اولیه‌ی فیزیکی مسئله و همچنین قابلیت تفسیر حافظه‌دار بودن سیستم است که در مدل‌سازی رفتار ویسکوالاستیک خون و پاسخ تأخیری بافت زنده

به تحریک حرارتی از اهمیت بالایی برخوردار است. در این کار، از مدل کِمادا برای توصیف رفتار غیرنیوتنی نانوسیال خون استفاده شد[۴۳]. تحت این مدل ساختاری، ویسکوزیته نانوسیال خون با رابطه (۱۸) به دست می‌آید:

$$\mu_{bnf} = \mu_{bnf}[1 - \frac{c}{2}\frac{k_{\infty}\sqrt{\frac{\gamma}{\gamma_{crit}}(C)+k_0(C)}}{\sqrt{\frac{\gamma}{\gamma_{crit}(C)}+1}}]^{-2} \quad ۱۷$$

که در آن، μ_{pnf} ویسکوزیته سوسپانسیون نانوذرات پلاسما است، C هماتوکریت بوده و γ به عنوان نرخ برش است که از رابطه ۱۹ به‌دست می‌آید.

$$\gamma = \frac{2}{\varepsilon}\sqrt{(\frac{\partial u}{\partial x})^2 + (\frac{\partial v}{\partial r})^2 + (\frac{v}{r})^2 + \frac{1}{2}(\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{\partial v}{\partial x})^2} \quad ۱۹$$

نکته دیگر اینکه، شرایط مرزی و شرایط اولیه بدون بعد حل این مسئله به ترتیب در روابط ۲۱-۲۰ آمده و تعریف شده است. در روابط شرایط مرزی و اولیه، u_0 و v_0 به ترتیب سرعت‌های محوری و شعاعی حالت پایدار قبل از اعمال میدان مغناطیسی و St عدد استروهال است.

$$\frac{\partial^{\alpha} u}{\partial r^{\alpha}} = v = \frac{\partial^{\alpha} T}{\partial r^{\alpha}} = \frac{\partial^{\alpha} \emptyset}{\partial r^{\alpha}} = 0 \quad at\ r = 0.0 \le x \le L$$

$$u = 1 + A_b\ \sin(2\pi St\ t).\ v = 0.T = 0.\emptyset = 1. \quad at\ x = 0.0 \le r \le R_0$$

$$\frac{\partial^{\alpha} u}{\partial r^{\alpha}} = \frac{\partial^{\alpha} v}{\partial x^{\alpha}} = \frac{\partial^{\alpha} T}{\partial x^{\alpha}} = \frac{\partial^{\alpha} \emptyset}{\partial x^{\alpha}} = 0 \quad at\ x = L.0 \le r \le R_0 \quad ۲۰$$

$$u = v = 0.T = 0.\frac{\partial^{\alpha} \emptyset}{\partial x^{\alpha}} + \frac{1}{N_{BT}}\frac{\partial^{\alpha} T}{\partial x^{\alpha}} = 0 \quad at\ x = 0\ and\ x = L.R_0 \le r \le 1$$

$$u = v = 0.T = 0.\frac{\partial^{\alpha} \emptyset}{\partial r^{\alpha}} + \frac{1}{N_{BT}}\frac{\partial^{\alpha} T}{\partial r^{\alpha}} = 0 \quad at\ r = 1.0 \le x \le L$$

$$u = u_0.v = v_0.T = 0.\emptyset = 1 \ \ at\ t = 0 \quad ۲۱$$

پارامترهای مورد استفاده در این پژوهش در جدول ۱ آمده است.

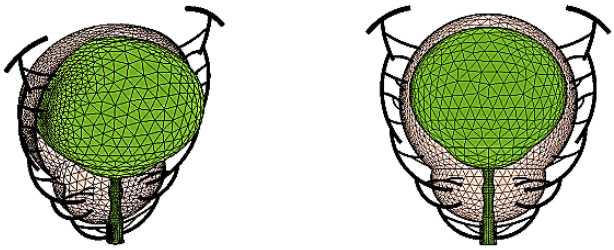
جدول ۱ پارامترهای شبیه‌سازی عددی هایپرترمی نانوذرات مغناطیسی

بیان کمیت	کمیت	مقدار عددی	واحد
قطر نانوذرات	d_s	۲۰	Nm
دامنه میدان مغناطیسی اعمالی	H_0	۱۰۰۰۰	A/m^2
فرکانس میدان مغناطیسی اعمالی	ω_H	۰/۰۰۰۰۱	Hz

-	۰/۴۵	C	هماتوکریت
-	۷۴	Re	عدد رینولدز
-	۹/۴	Pr	عدد پرنتل
-	۰/۰۲	Φ0	کسر حجمی جامد ورودی
-	۰/۲۵	A_b	دامنه ضربان
-	۱	St	عدد استروهال
-	۱۰۰۰	Sc	عدد اشمیت
-	۱۰۰۰	NBT	نسبت انتشار
Cm	۳	L	طول رگ خونی
Cm	۰/۱	R_0	شعاع رگ خونی
Cm	۰/۲۴	R_{tum}	شعاع تومور
Cm	۰/۷۵	X_{tum}	طول تومور
Hz	۱۰	ω_{tum}	فرکانس موجدار تومور
–	۰/۰۲۵	a_{tum}	دامنه تومور
Cm	۰/۷	R_{tis}	شعاع بافت غیرسرطانی

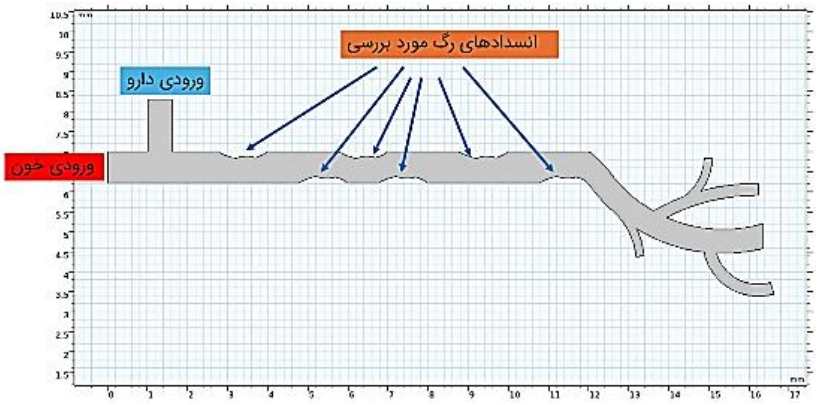
۴ شبیه‌سازی در حالت سه بعدی

به منظور مدل‌سازی شماتیک و شبیه‌سازی فرآیند می‌توان از ساختار هندسی در نرم‌افزار کامسول بهره برد. در این پژوهش از نرم‌افزار سالیدورکس برای طراحی هندسه پروستات استفاده شد. سپس، با استفاده از نرم‌افزار کامسول شبیه‌سازی انجام گرفت. به منظور مش‌بندی هندسه پروستات و رگ‌های مجاور آن از مش‌های پیش‌فرض کامسول استفاده شد. در بررسی انجام شده، تغییرات افت فشار خون در رگ به عنوان پارامتر بررسی کیفیت مش در شبیه‌سازی انتخاب شد که نتایج به دست آمده حاکی از آن است که مرحله دوم و تعداد المان ۵۵۵۳۱۴ مش مناسبی برای شبیه‌سازی بود (شکل ۲ و شکل ۳).



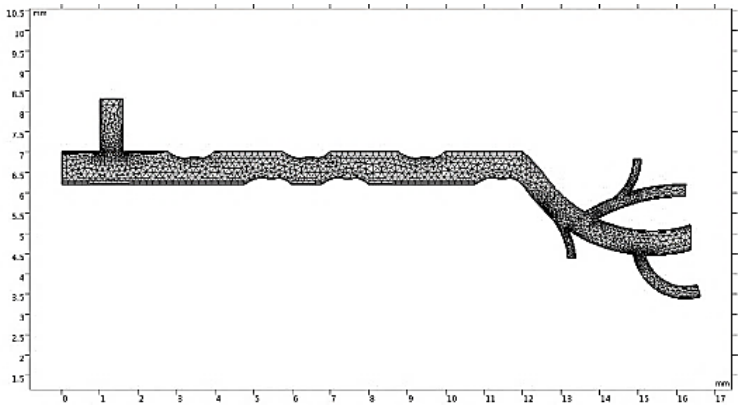
شکل ۲ مش‌بندی کلی پروستات

همچنین برای درک بهتر مسئله به صورت دقیق‌تر انسداد در یک قسمت از رگ هم بررسی شد. دارو با سرعت‌های ۰/۰۰۰۶m/s، ۰/۰۰۰۸، ۰/۰۰۱، ۰/۰۰۱۲ و ۰/۰۰۱۴ به رگ تزریق شد که به منظور ترکیب هر چه بهتر دارو و خون از میدان الکتریکی در انسدادهای رگ استفاده گردید. لازم به ذکر است که خون هم‌دما با بدن (۳۷°C) و داروی تزریق شده به رگ دمای اتاق (۲۵°C) را دارد.



شکل ۳ هندسه رگ

به منظور مش‌بندی هندسه مدنظر از حالت‌های پیش‌فرض نرم‌افزار (حالت نرمال) استفاده شد. نرم‌افزار کامسول با توجه به هندسه، فیزیک و شرایط مرزی مسئله مش مناسب را پیشنهاد می‌کند. مطابق شکل ۴، گوش‌های کانال مش ریزتری دارد که کمک به کاهش خطای محاسباتی و همگرا شدن حل مسئله نمود.



شکل ۴ مش‌بندی رگ

جدول ۲ استقلال از شبکه را در شبیه‌سازی عددی انجام شده در این پژوهش را نشان می‌دهد.

جدول ۲ استقلال از شبکه در شبیه‌سازی عددی

مرحله مش‌بندی	تعداد المان ۳بعدی	تعداد المان ۲بعدی	تعداد المان ۱بعدی	افت فشار خون (Pa)	٪ خطا
۱	۲۶۳۴۱۰	۲۰۶۸۲	۱۹۰۳	۸۰۰/۳۴	-
۲	۵۵۵۳۱۴	۱۹۲۰۰	۱۹۶۸	۴۴۲/۵۶	۴۴/۷۰
۳	۱۰۷۵۰۷۱	۶۶۷۴۴	۴۰۰۹	۴۱۰/۲۳	۷/۳۰

۵ اعتبارسنجی

الگوریتم عددی مورد استفاده در این پژوهش در برابر مطالعه تجربی تنی هوانگ و همکاران[۴۴] تأیید و بررسی شد. آنها درمان هایپرترمی مغناطیسی داخل وریدی را برای کارسینوم سلول سنگفرشی زیر جلدی با استفاده از نانوذرات مغناطیسی مطالعه و بررسی نمودند. نتایج ارائه شده در جدول ۳ نشان می‌دهد که حداکثر خطای نسبی در دمای تومور بین نتایج تجربی در مقاله فوق و کد المان محدود فعلی ۰/۰۵۲ (۵/۲٪) است و از این رو، نتایج تجربی و عددی مقایسه شده مطابقت خوبی با هم دارند.

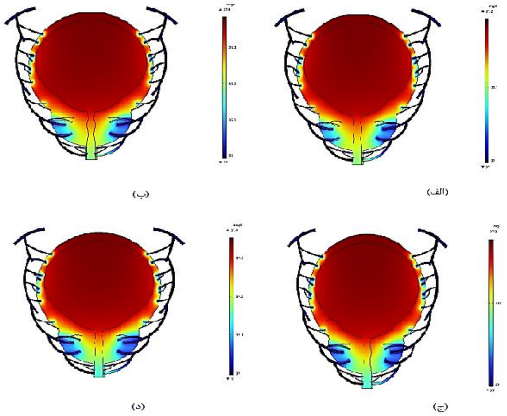
جدول ۳ مقایسه نتایج پژوهش فعلی با مقاله هوانگ

خطای نسبی	دما در مدل هوانگ (°C)	دما در شبیه‌سازی فعلی (°C)	زمان (s)
۰/۰	۳۰/۵	۳۰/۵	۰
۰/۰۰۵	۳۶/۰	۳۵/۸	۱۲

خطای نسبی	دما در مدل هوانگ (°C)	دما در شبیه‌سازی فعلی (°C)	زمان (s)
۰/۰۱۵	۴۰/۶	۴۰/۰	۲۴
۰/۰۲۰	۴۴/۴	۴۳/۵	۳۶
۰/۰۵۲	۴۷/۷	۴۵/۲	۴۸
۰/۰۴۲	۵۷/۵	۵۵/۷	۹۶
۰/۰۲۱	۶۱/۴	۶۰/۱	۱۴۴
۰/۰۲۵	۶۴/۵	۶۲/۹	۱۹۸
۰/۰۱۴	۶۵/۷	۶۴/۸	۲۵۲
۰/۰۰۲	۶۵/۹	۶۵/۸	۳۰۰

۶ نتایج و بحث

در این پژوهش، خون با دمای ۳۷°C وارد فضای پروستات شد که با توجه به ثابت ماندن دمای خون، میزان دبی ورودی این سیال در تعیین مقدار دمای نهایی پروستات بسیار مؤثر و حائز اهمیت است. طبق شکل ۵، با ثابت ماندن دمای خون و افزایش سرعت آن (۰/۱۵m/s)، دبی ورودی خون به پروستات افزایش یافت که این امر موجب تغییرات دمای پروستات می‌شود. کانتورهای دما به خوبی نشان می‌دهد که دمای پروستات با افزایش شار حرارتی افزایش می‌یابد، به طوری که دمای پروستات با افزایش شار حرارتی از ۵۰W/m³ به ۱۰۰W/m³ به میزان ۰/۲°C افزایش یافت.



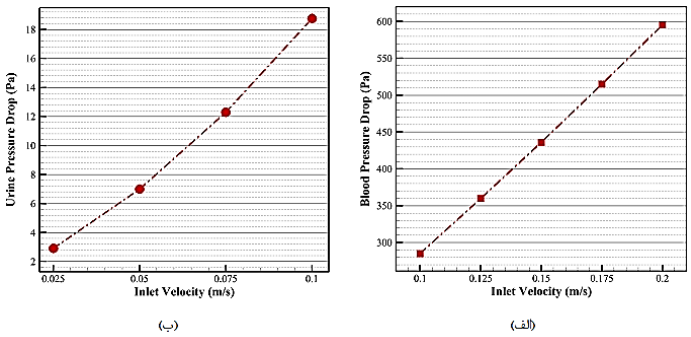
شکل ۵ کانتور دمای پروستات

همچنین، به منظور بررسی تأثیر پارامتر مرتبه‌ی فرکشنال α بر نتایج، جدول (۴) ارائه شده است که تغییرات دما، سرعت و غلظت را در مقادیر مختلف α نشان می‌دهد. نتایج نشان می‌دهد که با کاهش α از ۰/۹ به ۰/۷، دمای بیشینه حدود ۲/۲٪ کاهش می‌یابد که نشان‌دهنده‌ی افزایش اثر حافظه و تأخیر زمانی در پاسخ حرارتی بافت است. همچنین، سرعت محوری حدود ۷/۵٪ کاهش می‌یابد که به دلیل رفتار ویسکوالاستیک قوی‌تر خون در αهای پایین‌تر است. غلظت نانوذرات نیز حدود ۴/۵٪ کاهش می‌یابد که ناشی از رفتار زیر-انتشار در αهای پایین‌تر می‌باشد. این یافته‌ها با پژوهش‌های آبوالدهاب و همکاران[۳۴] و تیان و همکاران[۳۶] همخوانی دارد.

جدول ۴ تأثیر پارامتر مرتبه‌ی فرکشنال α بر دما، سرعت و غلظت در ناحیه‌ی تنگی رگ

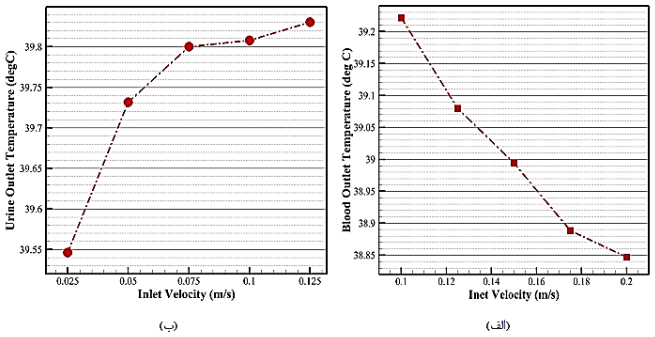
مقدار α	دما (°C)	سرعت (m/s)	غلظت
۰/۷	۴۱/۸۵	۰/۱۸۵	۰/۰۳۸۵
۰/۷۵	۴۲/۱۲	۰/۱۸۹	۰/۰۳۹۱
۰/۸۰	۴۲/۳۸	۰/۱۹۴	۰/۰۳۹۸
۰/۸۵	۴۲/۵۲	۰/۱۹۷	۰/۰۴۰۰
۰/۹۰	۴۲/۸۱	۰/۲۰۰	۰/۰۴۰۰
۰/۹۵	۴۲/۹۵	۰/۲۰۲	۰/۰۴۰۱

طبق شکل ۶ (الف)، نیروهای اصطکاکی در مجرای رگ با افزایش سرعت خون در ورودی رگ از ۰/۱m/s تا ۰/۲m/s افزایش یافت که این تغییرات خود را در قالب افزایش افت فشار خون در رگ نشان می‌دهد. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که افت فشار با افزایش سرعت خون ورودی از ۰/۱۵m/s به ۰/۲m/s به میزان ۳۶/۵۳٪ افزایش یافت. همچنین، با افزایش سرعت سیال ورودی در پروستات از ۰/۰۷۵m/s به ۰/۱m/s، افت فشار ۵۲/۷۶٪ افزایش یافت (شکل ۶ (ب)).



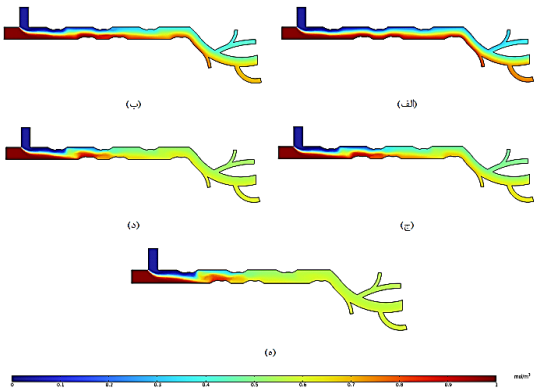
شکل ۶ تغییرات فشار دو سیال

بر اساس شکل ۷، دمای خروجی در رگ‌ها با ثابت ماندن سرعت دارو و افزایش سرعت خون کاهش می‌یابد که این امر به دلیل بهبود روند انتقال حرارت در اثر افزایش سرعت و نفوذ لایه‌های دو سیال درهم بوده می‌باشد. با توجه به دمای ۳۷°C خون و دمای ۲۵°C دارو، بهبود انتقال حرارت خود را در خون با کاهش دمای خون و در دارو با افزایش دمای دارو نشان می‌دهد.



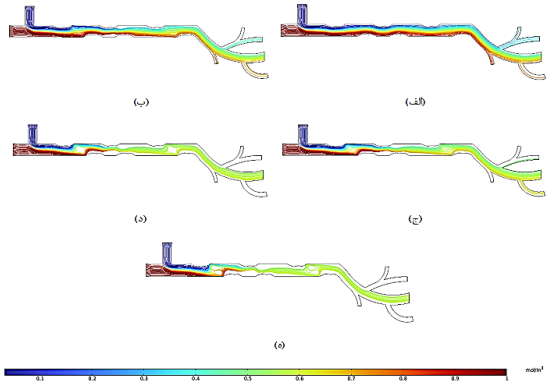
شکل ۷ تغییرات دمای خروجی دو سیال

طبق شکل ۸، اختلاط بهتری از دارو و خون در ولتاژهای بالا رخ می‌دهد که این امر به دلیل ایجاد میدان الکتریکی قوی در رگ و انحراف مسیر دو سیال خون و دارو از مسیر اصلی خود به سمت یکدیگر است که بهبود اختلاط را در پی دارد.



شکل ۸ کانتور غلظت خون و دارو در رگ به ازای سرعت ۰/۰۰۱m/s برای خون و دارو در ولتاژهای الف) ۰ ولت، ب) ۲۰ ولت، ج) ۴۰ ولت، د) ۶۰ ولت و ه) ۸۰ ولت.

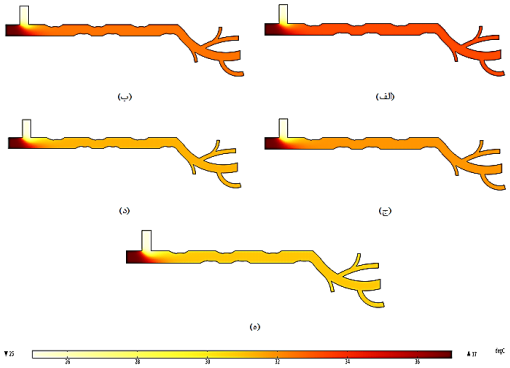
با توجه به شکل ۹، جریان سیال به واسطه میدان الکتریکی با ثابت ماندن سرعت خون و دارو در ۰/۰۰۱m/s و افزایش ولتاژ قسمت‌های گلوگاهی از ۰ ولت تا ۸۰ ولت از الکترود مثبت به سمت الکترود منفی هدایت شده و به دنبال آن لایه‌های دو جریان با شدت بیشتری در هم فرورفته و اختلاط بهتری رخ می‌دهد که در نتیجه در قسمت‌های انتهایی رگ ترکیب بهتری از خون و دارو به منظور دارورسانی به عضو خاص قابل مشاهده است. بر این اساس با اعمال ۸۰ ولت به دیواره‌ی انسداد رگ، اختلاط بهتری نسبت به حالت‌های ۲۰ ولت و حالت بدون ولتاژ رخ داده است.



شکل ۹ خطوط جریان خون و دارو در رگ به ازای سرعت ۰/۰۰۱m/s برای خون و دارو در ولتاژهای الف) ۰ ولت، ب) ۲۰ ولت، ج) ۴۰ ولت، د) ۶۰ ولت و ه) ۸۰ ولت.

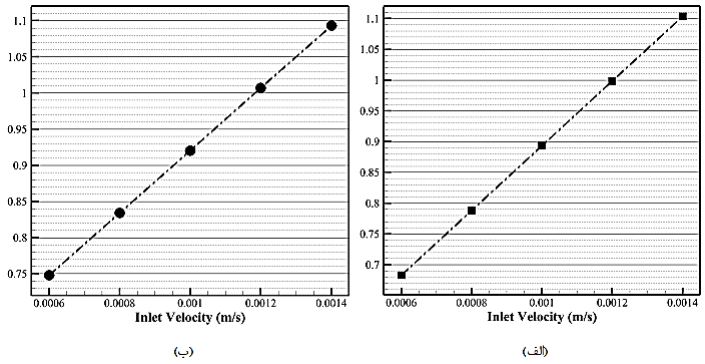
براساس شکل ۱۰، دبی جرمی داروی ورودی به رگ با افزایش سرعت داروی ورودی با دمای اتاق افزایش یافته و از طرفی لایه‌های جریان خون و جریان دارو با شدت بیشتری در هم فرورفته است. این امر موجب تخریب هر چه بهتر لایه مرزی حرارتی و به دنبال آن، بهبود تبادل حرارتی بین دارو و خون

می‌شود که با توجه به بیشتر بودن دبی جرمی دارو، کانتور و میانگین دمای رگ به دمای ۲۵°C درجه نزدیک‌تر شده است. تلفات اصطکاکی در رگ با افزایش سرعت خون در رگ بیشتر می‌شود که می‌تواند منجر به افزایش افت فشار شود.



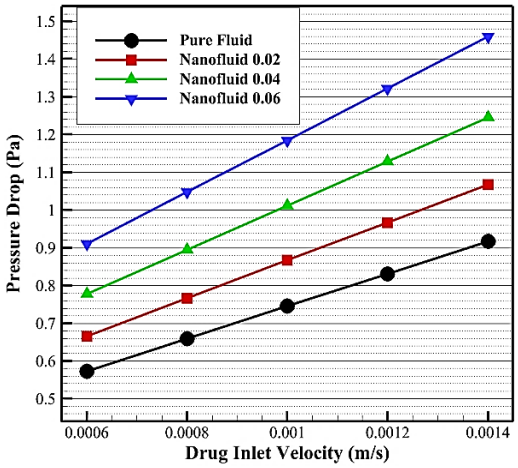
شکل ۱۰ کانتور دما در رگ به ازای سرعت ۰/۰۰۱m/s برای خون در سرعت‌های الف) ۰/۰۰۰۶m/s، ب) ۰/۰۰۰۸m/s، ج) ۰/۰۰۱m/s، د) ۰/۰۰۱۲m/s و ه) ۰/۰۰۱۴m/s برای دارو.

نتایج به دست آمده در شکل ۱۱ نشان می‌دهد که افت فشار با افزایش سرعت خون از ۰/۰۰۱m/s به ۰/۰۰۱۴m/s و تغییر سرعت خون از ۰/۰۰۱۲m/s به ۰/۰۰۱۴m/s به ترتیب در حدود ۲۲٪ و ۰/۱Pa افزایش می‌یابد. افت فشار با افزایش سرعت دارو از ۰/۰۰۶m/s به ۰/۰۰۱۲m/s در حدود ۰/۳۵Paبیشتر شده است.



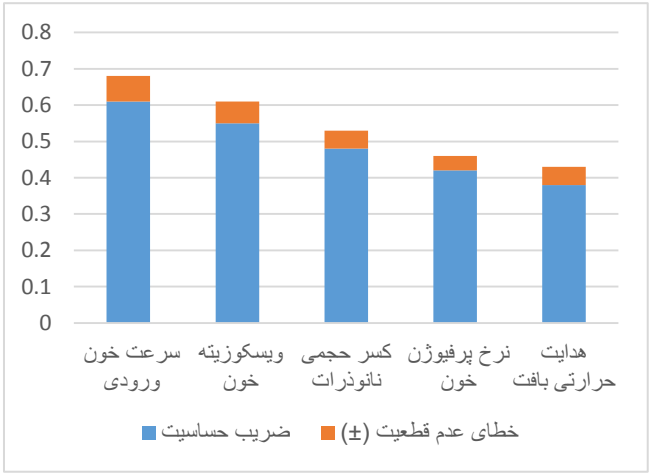
شکل ۱۱ نمودار افت فشار

به منظور بهبود انتقال حرارت از نانوسیال در سه کسر حجمی ۰/۰۲، ۰/۰۴ و ۰/۰۶ استفاده شد. همان‌طور شکل ۱۲ نشان می‌دهد، با این کار خواص سیال تغییر یافته و افت فشار افزایش می‌یابد. افت فشار در سرعت ۰/۰۰۰۶m/s با به‌کارگیری ۰/۰۶٪ نانوسیال، رشد ۵۹/۶۴٪ داشته است. در حالی‌که، افت فشار با افزایش سرعت از ۰/۰۰۱m/s به ۰/۰۰۱۴m/s در ۰/۰۴٪ نانوسیال، ۲۵٪ افزایش یافته است.

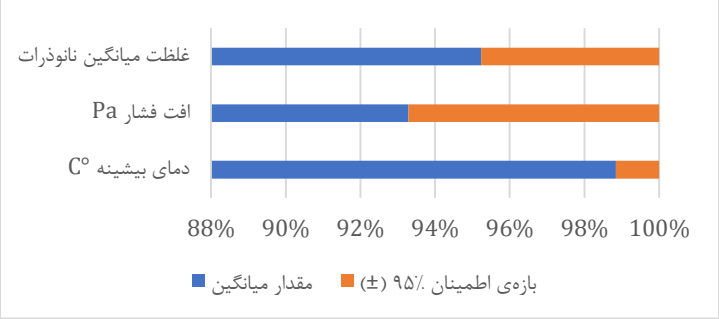


شکل ۱۲ نمودار افت فشار در حضور نانوسیال

به منظور ارزیابی قابلیت اطمینان نتایج عددی، تحلیل عدم قطعیت به روش مونت کارلو بر روی ۵ پارامتر کلیدی انجام شد. نتایج این تحلیل در شکل ۱۳ ارائه شده است که ضرایب حساسیت هر پارامتر را به همراه خطاهای عدم قطعیت نشان می‌دهد. بر اساس این تحلیل، سرعت خون ورودی با ضریب حساسیت ۰/۶۱ بیشترین تأثیر را بر دمای بیشینه دارد، در حالی که ویسکوزیته‌ی خون با ضریب حساسیت ۰/۵۵ بیشترین تأثیر را بر افت فشار نشان می‌دهد. همینطور در شکل ۱۴ بازه‌ی اطمینان ۹۵ درصد برای دمای بیشینه، افت فشار و غلظت میانگین نانوذرات محاسبه شد. این نتایج نشان می‌دهد روندهای کلی مشاهده‌شده در نتایج از استحکام کافی برخوردار هستند و نتایج عددی از قابلیت اطمینان بالایی برخوردار می‌باشند.



شکل ۱۳ نمودار عدم قطعیت به روش مونت کارلو برای پارامترهای کلیدی



شکل ۱۴ بازه‌ی اطمینان ٪۹۵ برای متغیرهای خروجی

۷ نتیجه‌گیری

در این پژوهش، فرآیند هایپرترمی مغناطیسی با استفاده از نانوذرات اکسید آهن برای درمان تومورهای بافت پروستات و عضله، با در نظر گرفتن رگ خونی تنگی‌افته و مدل‌سازی جریان خون به‌صورت سیال ویسکوالاستیک فرکشنال (با مشتقات کاپوتو)، به‌کمک شبیه‌سازی عددی در نرم‌افزار کامسول مورد تحلیل قرار گرفت. بر این اساس، عوامل مؤثر بر سرعت جریان، دما، فشار و میزان توزیع نانوذرات در طول فرآیند هایپرترمی نانوذرات مغناطیسی به کمک شبیه‌سازی ساختار رگ خونی و فرآیند هایپرترمی نانوذرات مغناطیسی مورد بررسی قرار گرفت. نتایج اصلی به دست آمده در این پژوهش به شرح زیر می‌باشد:

- ✓ می‌توان غلظت بیشتری از نانوذرات اکسید آهن تزریقی را به منظور بهبود تولید گرما در هر یک از بافت‌های پروستات و عضله تجویز نمود. همچنین، افزایش دامنه میدان مغناطیسی نوسانی اعمال‌شده به نانوذرات مغناطیسی راه دیگری برای تولید بهینه گرما است.
- ✓ با افزایش شار حرارتی دمای پروستات ۰/۲°C افزایش یافت.
- ✓ نیروهای اصطکاکی در مجرای رگ با افزایش سرعت خون در ورودی رگ از ۰/۱m/s تا ۰/۲m/s افزایش یافت که این تغییرات خود را در قالب افزایش افت فشار خون در رگ نشان داد.
- ✓ دمای خروجی در رگ‌ها با ثابت ماندن سرعت دارو و افزایش سرعت خون کاهش یافت که در خون ناشی از بهبود انتقال حرارت در اثر کاهش دمای خون و در دارو ناشی از افزایش دمای دارو بود.
- ✓ دبی جرمی داروی ورودی به رگ با افزایش سرعت داروی ورودی به رگ افزایش یافت و لایه‌های جریان خون و جریان دارو با شدت بیشتری در هم فرورفت که این امر منجر به تخریب هر چه بهتر لایه مرزی حرارتی و به دنبال آن، بهبود تبادل حرارتی بین دارو و خون می‌شود.
- ✓ تلفات اصطکاکی در رگ با افزایش سرعت خون در رگ بیشتر بود که منجر به افزایش افت فشار می‌شود. به‌گونه‌ای که در سرعت‌های پایین‌تر (۰/۰۰۰۶m/s تا ۰/۰۰۱۴)، استفاده از کسر حجمی ۰/۰۶ نانوسیال منجر به افزایش ۵۹/۶۴ درصدی افت فشار گردید.

- ✓ تحلیل حساسیت پارامتر فرکشنال α نشان داد که با کاهش α از ۰/۹ به ۰/۷، دمای بیشینه حدود ۲/۲٪، سرعت محوری حدود ۷/۵٪ و غلظت میانگین نانوذرات حدود ۴/۵٪ کاهش می‌یابد که بیانگر افزایش اثرات حافظه‌ای و رفتار زیر-انتشار در بافت است.
- ✓ تحلیل عدم قطعیت به روش مونت کارلو نشان داد که سرعت خون ورودی با ضریب حساسیت ۰/۶۱ بیشترین تأثیر را بر دمای بیشینه دارد و بازه‌ی اطمینان ۹۵٪ برای دمای بیشینه، افت فشار و غلظت میانگین نانوذرات محاسبه شد که نشان‌دهنده‌ی استحکام و قابلیت اطمینان نتایج می‌باشد.

از منظر بالینی، ضریب دمایی ۰/۲ درجه به ازای هر واحد شار حرارتی، به پزشک امکان می‌دهد تا با تنظیم پلکانی و غیرتهاجمی توان میدان مغناطیسی، دمای تومور پروستات را دقیقاً در محدوده‌ی طلایی هایپرترمی (۴۱-°C۴۵) تثبیت کرده و از نکروز حرارتی بافت‌های حساس مجاور نظیر رکتوم و مجرای ادراری جلوگیری نماید. همچنین، افزایش ۲۵ درصدی افت فشار در ناحیه‌ی تنگی عروق، یک هشدار جدی برای بیماران مسن مبتلا به سرطان پروستات با سابقه‌ی بیماری‌های قلبی-عروقی محسوب می‌شود و بیانگر آن است که تجویز کسر حجمی‌های بالاتر از ۰/۰۴ نانوسیال، بدون پایش همزمان فشار خون و برونده قلبی، می‌تواند بار اضافی قابل‌توجهی بر سیستم قلبی-عروقی تحمیل نماید. بنابراین، دوز بهینه‌ی نانوذرات می‌بایست بر اساس تعادل میان بیشینه‌سازی گرمای القایی و حداقلسازی استرس همودینامیک، به‌صورت شخصی‌سازی‌شده و با پایش مداوم پارامترهای همودینامیک تنظیم گردد.

با وجود نتایج ارزشمند این پژوهش، پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آینده موارد زیر مورد توجه قرار گیرند:

۱- مدل‌هایی با شبکه‌های عروقی واقعی‌تر مبتنی بر داده‌های تصویربرداری پزشکی؛

۲- بهینه‌سازی چندهدفه برای یافتن هم‌زمان مقادیر بهینه‌ی پارامترها؛

۳- اعتبارسنجی تجربی از طریق آزمایش‌ها.

مراجع

[1] Roy, P., Ganguly, R. and Biswas, N. (2025), "A critical review on magnetic fluid hyperthermia treatment for cancers: Challenges and pathways from computation to clinic," Journal of Thermal Biology, 133, pp. 104284.

[2] Chen, Y., Sun, H., Li, Y., Han, X., Yang, Y., Chen, Z., Zhao, X., Qian, Y., Liu, X., Zhou, F., Bai, J. and Qiao, Y. (2025), "Magnetic nanomaterials for hyperthermia-based therapy and controlled drug delivery," Bioactive Materials, 53, pp. 591-629.

[3] Xiong, L., Liang, B. and Yu, K. (2025), "Magnetic hyperthermia in oncology: Nanomaterials-driven combinatorial strategies for synergistic therapeutic gains," Materials Today Bio, 33, pp. 102070.

[4] Khan, M.S., Gupta, G., Ghazwani, M., Hani, U., Goh, K.W. and Kesharwani, P. (2025), "Translational Insights into Stimuli-Responsive Magnetic Nanoparticles for Breast Cancer Treatment," Molecular Pharmaceutics, 22 (8), pp. 4494-4511.

[5] Ragab, M., Abouelregal, A.E., AlShaibi, H.F. and Mansouri, R.A. (2021), "Heat transfer in biological spherical tissues during hyperthermia of magnetoma," Biology, 10 (12), pp 1259.

[6] Paulides, M.M. et al. (2013), "Simulation techniques in hyperthermia treatment planning," International Journal of Hyperthermia, 29 (4), pp. 346-357.

[7] Rybiński, M., Szymańska, Z., Lasota, S. and Gambin, A. (2013), "Modelling the efficacy of hyperthermia treatment," Journal of The Royal Society Interface, 10 (88), pp. 20130527.

[8] Kok, H., Wust, P., Stauffer, P.R., Bardati, F., Van Rhoon, G. and Crezee, J. (2015), "Current state of the art of regional hyperthermia treatment planning: a review," Radiation Oncology, 10 (1), pp. 1-14.

[9] Kok, H.P. and Crezee, J. (2020), "Hyperthermia treatment planning: clinical application and ongoing developments," IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology, 5 (3), pp. 214-222.

[10] dos Santos, I., Haemmerich, D., Pinheiro, C.D.S. and da Rocha, A.F. (2008), "Effect of variable heat transfer coefficient on tissue temperature next to a large vessel during radiofrequency tumor ablation," Biomedical engineering online, 7 (1), pp. 1-11.

[11] Deng, Z.-S. and Liu, J. (2006), "Numerical study of the effects of large blood vessels on three-dimensional tissue temperature profiles during cryosurgery," Numerical Heat Transfer, Part A: Applications, 49 (1), pp. 47-67.

[12] Vaidya, N., Baragona, M., Lavezzo, V., Maessen, R. and Veroy, K. (2021), "Simulation study of the cooling effect of blood vessels and blood coagulation in hepatic radio-frequency ablation," International Journal of Hyperthermia, 38 (1), pp. 95-104.

[13] Kumar, M., Upadhyay, S., Singh, S. and Rai, K. (2023), "Mathematical modelling and simulation of three phase lag bio-heat transfer model during cancer treatment," International Journal of Thermal Sciences, 184, pp. 108002.

[14] Singh, M. (2024), "Modified Pennes bioheat equation with heterogeneous blood perfusion: A newer perspective," lnternational Journal of Heat and Mass Transfer, 218, pp. 124698.

[15] Mörée, G. and Leijon, M. (2023), "Review of hysteresis models for magnetic materials," Energies, 16 (9), pp. 3908.

[16] Foong, L.K., Shirani, N., Toghraie, D., Zarringhalam, M. and Afrand, M. (2020), "Numerical simulation of blood flow inside an artery under applying constant heat flux using Newtonian and non-Newtonian approaches for biomedical engineering," Computer methods and programs in biomedicine, 190, pp. 105375.

[17] Thiebaut, C. and Lemonnier, D. (2012), "Three-dimensional modelling and optimisation of thermal fields induced in a human body during hyperthermia," International Journal of Thermal Sciences, 41 (6), pp. 500-508.

[18] Shih, T.-C., Kou, H.-S. and Lin, W.-L. (2002), "Effect of effective tissue conductivity on thermal dose distributions of living tissue with directional blood flow during thermal therapy," International Communications in Heat and Mass Transfer, 29 (1), pp. 115-126.

[19] Horng, T.L., Lin, W.L., Liauh, C.T. and Shih, T.C. (2007), "Effects of pulsatile blood flow in large vessels on thermal dose distribution during thermal therapy," Medical physics, 34 (4), pp. 1312-1320.

[20] Deng, Z.-S. and Liu, J. (2004), "Monte Carlo simulation of the effects of large blood vessels during hyperthermia" in International Conference on Computational and Information Science, Springer, pp. 437-442.

[21] Papadopoulos, C. et al. (2022), "Using kinetic Monte Carlo simulations to design efficient magnetic nanoparticles for clinical hyperthermia," Medical physics, 49 (1), pp. 547-567.

[22] Aptel, F., Charrel, T., Palazzi, X., Chapelon, J.-Y., Denis, P. and Lafon, C. (2010), "Histologic effects of a new device for high-intensity focused ultrasound cyclocoagulation," Investigative Ophthalmology & Visual Science, 51 (10), pp. 5092-5098.

[23] Coccarelli, A., Boileau, E., Parthimos, D. and Nithiarasu, P. (2016), "An advanced computational bioheat transfer model for a human body with an embedded systemic circulation," Biomechanics and modeling in mechanobiology, 15, pp. 1173-1190.

[24] Liu, K.-C. and Cheng, P.-J. (2019), "Numerical analysis of power dissipation requirement in magnetic hyperthermia problems," Journal of Thermal Biology, 85, pp. 102421.

[25] Majee, S. and Shit, G.C. (2020), "Modeling and simulation of blood flow with magnetic nanoparticles as carrier for targeted drug delivery in the stenosed artery," European Journal of Mechanics - B/Fluids, 83, pp. 42-57.

[26] Liu, K.-C. and Yang, Y.-C. (2020), "Numerical analysis of local non-equilibrium heat transfer in layered spherical tissue during magnetic hyperthermia," Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 23 (13), pp. 1-13.

[27] Suleman, M. and Riaz, S. (2020), "3D in silico study of magnetic fluid hyperthermia of breast tumor using Fe3O4 magnetic nanoparticles," Journal of Thermal Biology, 91, pp. 102635.

[28] Rodrigues, H.F., Capistrano, G., et al. (2020), "In vivo magnetic nanoparticle hyperthermia: a review on preclinical studies, low-field nano-heaters, noninvasive thermometry and computer simulations for treatment planning," International Journal of Hyperthermia, 37 (1), pp. 978-995.

[29] Etminan, A., Dahaghin, A., Emadiyanrazavi, S.H., Salimibani, M., Eivazzadeh-Keihan, R., Haghpanahi, M. and Maleki, A. (2022), "Simulation of heat transfer, mass transfer and tissue damage in magnetic nanoparticle hyperthermia with blood vessels," Journal of Thermal Biology, 108, pp. 103371.

[30] Mahesh, N., Singh, N. and Talukdar, P. (2022), "A mathematical model of intratumoral infusion, particle distribution and heat transfer in cancer tumors: In-silico investigation of magnetic nanoparticle hyperthermia," International Journal of Thermal Sciences, 184, pp. 107887.

[31] Kavyani, M. (2024), "The effects of fractional time derivatives in bioheat conduction technique on tumor thermal therapy," Journal of Non-Equilibrium Thermodynamics, 49 (1), pp. 61-72.

[32] Gupta, P., Singh, R. and Kumar, A. (2020), "Numerical simulation of magnetic nanoparticle-based drug delivery in presence of atherosclerotic plaques and under the effects of magnetic field," Physica A: Statistical Mechanics and its Applications, 562, pp. 125288.

[33] Hashemi, S., Ebrahimi, S. and Sadeghi, H. (2022), "Two-phase model of intravenous magnetic nanoparticle hyperthermia in muscle and prostate tumours," Journal of Thermal Biology, 110, pp. 103372.

[34] Abo-Dahab, S.M., Shah, N.A., Almutairi, B., Vieru, D., Lee, B. and Chung, J.D. (2023), "Bioheat Transfer with Thermal Memory and Moving Thermal Shocks," Fractal and Fractional, 7 (8), pp. 629.

[35] Molaei, M.J. (2024), "Magnetic hyperthermia in cancer therapy, mechanisms, and recent advances: A review," Journal of Biomaterials Applications, 39 (1), pp. 3-23.

[36] Tian, M.-L., Zhang, X.-Y. and Li, X.-F. (2024), "Thermoviscoelastic response of skin tissue via fractional Pennes bioheat and fractional viscoelasticity," Journal of Thermal Stresses, 47 (7), pp. 959-976.

[37] Carlton, H., Korangath, P., Arepally, N., Attaluri, A. and lvkov, R. (2023), "Monitoring Perfusion-Based Convection in Cancer Tumor Tissue Undergoing Nanoparticle Heating by Analyzing Temperature Responses to Transient Pulsed Heating" in Heat Transfer Summer Conference, 87165: American Society of Mechanical Engineers, pp. V001T11A001.

[38] Hosseinzadeh, S., Hosseinzadeh, K., Hasibi, A. and Ganji, D. (2022), "Hydrothermal analysis on non-Newtonian nanofluid flow of blood through porous vessels", Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part E: Journal of Process Mechanical Engineering, 236 (4), pp. 1604-1615.

[39] Leal, L.G. (2007), "Advanced transport phenomena: fluid mechanics and convective transport processes". Cambridge University Press.

[40] Buongiorno, J. (2006), "Convective transport in nanofluids," Journal of Heat Transfer, 128 (3), pp. 240-250.

[41] Nield, D.A. and Bejan, A. (2006), "Convection in porous media", Springer.

[42] Jalili, P., Azar, A.A., Jalili, B. and Ganji, D.D. (2023), "Study of nonlinear radiative heat transfer with magnetic field for non-Newtonian Casson fluid flow in a porous medium," Results in Physics, 48, pp. 106371.

[43] Ponalagusamy, R., Murugan, D. and Priyadharshini, S. (2022), "Effects of Rheology of Non-Newtonian Fluid and Chemical Reaction on a Dispersion of a Solute and Implications to Blood Flow," International Journal of Applied and Computational Mathematics, 8 (3), pp. 109.

[44] Huang, H.S. and Hainfeld, J.F. (2013), "Intravenous magnetic nanoparticle cancer hyperthermia," International journal of nanomedicine, pp. 2521-2532.