



تحلیل عددی گرمادرمانی با استفاده از نانو ذرات، تحت تأثیر میدان مغناطیسی

مصطفی ذکریاپور^۱، محمدحسین حامدی^۲، ناصر فتوحی^{۳*}

۱- دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

۲- استاد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

۳- دانشیار، مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

*تهران، کد پستی: ۱۵۹۱۴، nasser@aut.ac.ir

چکیده

در این تحقیق، بررسی عددی در خصوص اثر گرمادرمانی (افزایش دمای بدن) با استفاده از نانوذرات مغناطیسی، جهت به دست آوردن دمای مطلوب در نقطه خاصی از تومور مدنظر قرار گرفته است. حل عددی برای حل مسئله انتقال گرمای زیستی در دو ناحیه بافت با هندسه کروی و نرخ پروفیوژن خون و متابولیسم بافت ارائه گردیده است. حل تحلیلی، صحت حل عددی را نشان می‌دهد و نتایج پژوهش را مورد تأیید قرار می‌دهد. معادله انتقال حرارت زیستی برای پیش‌بینی افزایش دما با توجه به مشخصه‌های نانوذرات مغناطیسی، میدان مغناطیسی و خصوصیات بافت به کار می‌رود. نتایج نشان می‌دهد که قدرت میدان مغناطیسی جریان متنابود فراهم آمده دارای کمترین اثر، کسر حجمی نانوذرات و فرکанс میدان مغناطیسی جریان متنابود دارای اثر متوسط و قطر نانوذرات دارای اثر حداقلی بر افزایش دما می‌باشد. بین موادی که در این پژوهش بررسی شده‌اند، فریت پلاتینیوم دارای بیشترین تأثیر جهت گرمادرمانی می‌باشد.

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: ۱۲ ابان ۱۳۹۳

پذیرش: ۲۳ اذر ۱۳۹۳

ارائه در سایت: ۲۰ دی ۱۳۹۳

کلید واژگان:

کسر حجمی

پروفیوژن خون

تومور

انتقال حرارت زیستی

نانوذرات مغناطیسی

Numerical investigation of nanoparticles hyperthermia under influence of alternating magnetic field

Mostafa Zakariapour¹, Mohammad Hossein Hamed², Nasser Fatouraee^{3*}

1,2- Department of Mechanical Engineering, K.N.T. University of Technology, Tehran, Iran.

3- Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

*P.C. 15914 Tehran, Iran, nasser@aut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper

Received 03 November 2014

Accepted 14 December 2014

Available Online 10 January 2015

Keywords:

Volume fraction

Blood perfusion

Tumor

Bioheat transfer

Magnetic nanoparticles

ABSTRACT

A numerical study has been carried out in order to understand the heating effect of magnetic nanoparticles used in hyperthermia with the goal of producing a desired increase in temperature at a specific point of tumor location inside the muscle. In fact, a numerical scheme is proposed to solve the bio-heat transfer problem in a two-zone tissue in the context of a spherical geometry with blood perfusion and metabolism. The analytical solution reveals the numerical scheme accuracy and their correctness. Moreover, to predict the temperature increase in terms of characteristics of the magnetic nanoparticles, applied magnetic field and the tissue, Pennes bioheat equation is solved. Results show that the strength of applied alternative current (AC) magnetic field has a negligible effect; on the other hand, the volume fraction as well as the frequency of applied AC magnetic field has moderate effect and the diameter of the nanoparticles has the major effect on the rise in temperature. Among materials investigated in this study, FePt has the most significant effect on hyperthermia.

همیشه سالم بمانند. این فرایند، فرایندی منظم است. اگر در این فرایند ناپنهنجاری رخ دهد، سلول‌ها به شکل توده‌ای از بافت بدن تشکیل شده و تومور به وجود می‌آید.

در بیشتر موارد درمان‌های ترکیبی برای بیماران توصیه می‌گردد و درمان‌های رایج در سرطان، شامل شیمی‌درمانی، پرتو‌درمانی و جراحی است. بهترین نوع درمانی سرطان، حالتی است که فقط سلول‌های توموری مورد هدف قرار گرفته و بافت سالم آسیب نمی‌بیند. اما در روش‌های شیمی‌درمانی و پرتو‌درمانی این امر محقق نشده و بافت سالم نیز تحت تأثیر قرار می‌گیرد.

۱- مقدمه
سرطان بیماری است که در آن، سلول‌های غیرطبیعی به صورت کنترل نشده تکثیر یافته و می‌توانند بافت‌های مجاور را درگیر کنند. سلول‌های سرطانی همچنین می‌توانند از طریق جریان خون یا لف به سایر نقاط بدن گسترش یابند. بدن انسان از سلول تشکیل شده است. رشد فیزیکی و جسمی انسان در نتیجه تقسیم سلول‌ها در بافت‌های بدن صورت می‌گیرد. این تکثیر در طول سن انسان تکرار و تکرار می‌شود و سلول‌های جدید، جایگزین سلول‌های پیر و فرسوده می‌شوند. همین جایگزینی سلول‌ها باعث می‌شود که بافت‌های بدن

Please cite this article using:

M. Zakariapour, M. H. Hamed, N. Fatouraee, Numerical investigation of nanoparticles hyperthermia under influence of alternating magnetic field, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 2, pp. 298-304, 2015 (In Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

پلاتینیوم بیشتر می‌باشد.

2- تعریف مسئله و مدل ریاضی

2-1- تعریف مسئله

هنده و شرط مرزی مسئله در شکل 1 آمده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، مسئله‌ای که در این بررسی حل خواهد شد، یک مسئله یک بعدی است که کره بیرونی، بافت سالم با قطر 3 سانتی متر می‌باشد. ناحیه مرکزی کره، تومور است که 1 سانتی متر قطر دارد. به علت بزرگ‌گرفتن قطر بافت سالم، می‌توان دمای مرز بافت سالم را 37 درجه سانتی گراد در نظر گرفت. هندسه‌های مختلف دیگری نیز می‌توان برای بافت و تومور در نظر گرفت، مانند هندسه مکعبی (درحالی دو بعدی، مربعی) یا استوانه‌ای به صورت تومور متقارن یا نامتقارن درون آن. از آنجا که اغلب تومورها، توده کروی هستند، در این بررسی از هندسه کروی استفاده می‌شود.

2-2- مدل ریاضی

بنظور بست آوردن توزیع دمایی در طول گرمادرمانی، ضروری است تا معادله انرژی را در محدوده بافت مورد نظر، با شرایط مرزی لازم حل نماییم. معادله انتقال حرارت زیستی پنس برای تومور و بافت می‌تواند بصورت رابطه(1) و (2) نشان داده شود [13]:

$$\rho_1 c_1 \frac{\partial T}{\partial t} = k_t \nabla^2 T + (\rho c)_b w_b (T_a - T) + Q_{met} + P \quad (1)$$

$$\rho_2 c_2 \frac{\partial T}{\partial t} = k_t \nabla^2 T + (\rho c)_b w_b (T_a - T) + Q_{met} \quad (2)$$

رابطه (1) برای قسمت تومور و رابطه (2) برای بافت سالم، به کار می‌رود که در آن چگالی و ظرفیت گرمایی ویژه تومور (با زیرنویس 1)، شامل بافت (با زیرنویس 2) و نانوذرات (با زیرنویس M و کسر حجمی φ) به صورت رابطه(3) و (4) مفروض است [14]:

$$\rho_1 = \varphi \rho_M + (1 - \varphi) \rho_2 \quad (3)$$

$$c_{\rho 1} = \varphi c_{\rho M} + (1 - \varphi) c_{\rho 2} \quad (4)$$

تولید حرارت توسط نانو ذره مغناطیسی بصورت رابطه (5) مفروض است:

$$P = \mu_0 \pi \chi_0 f H^2 \frac{2\pi f \tau}{1 + (2\pi f \tau)^2} \quad (5)$$

که در آن μ_0 نفوذپذیری فضای آزاد، χ_0 حساسیت مغناطیسی (در این جا میدان مغناطیس مستقل فرض می‌شود و M_0 مغناطیس پذیری یک ذره معلق است)، H قدرت میدان مغناطیسی متنابع است. بدیل اینکه آسودگی‌های بروئین و نیل در آسودگی مؤثر τ بکار می‌روند، رابطه بصورت می‌باشد [5]:

$$\tau = \frac{\tau_B \tau_N}{\tau_B + \tau_N} \quad (6)$$

جایی که τ_N آسودگی نیل و τ_B زمان آسودگی بروئین است. با مکانیسم آسودگی بروئین، مقدار حرکت مغناطیسی به محور کریستال وابسته است و زمانی که با میدان هماهنگ شود، ذره نیز دوران می‌کند. مکانیسم دوم (آسودگی نیل) موجود است که در آن ذره مغناطیسی در داخل کریستال دوران می‌کند. برای رسیدن به مقدار حرارت دهی بالاتر، آسودگی نیل نباید مقدار حاکم باشد. زمان آسودگی بروئین بصورت رابطه (7) مفروض است [5]:

$$\tau_B = \frac{3\eta V_H}{k_B T} \quad (7)$$

از روش‌های نوین درمان سلطان گرمادرمانی می‌باشد. گرما نه تنها سلول‌های سلطان را از بین می‌برد، بلکه با حساسی کردن سلول‌های سلطانی باعث اثربخشی بهتر شیمی درمانی می‌شود. گرمادرمانی (42) تا 46 درجه سانتی گراد یک روش درمانی تومور، از طریق افزایش دمای بافت هدف، در بدن انسان می‌باشد. بنابراین اثرات جانبی کمتری در مقایسه با شیمی درمانی یا رادیو درمانی را دارا می‌باشد. مشخص گردیده که دمای بالای 42 درجه سانتی گراد باعث بافت مردگی سلول‌های زنده می‌شود [4-1]. برای درمان تومور از روش گرمادرمانی استفاده می‌شود. گرمادرمانی به طرق مختلف صورت گرفته و در گرمادرمانی مغناطیسی، درمان از طریق تزریق مستقیم نانوذرات به تومور هدف صورت گرفته و این ذرات به صورت همگن در تومور پخش می‌شوند [5]. با اعمال فرکانس و میدان مغناطیسی القایی در ذرات به علت جنبش نانوذرات مغناطیسی، این ذرات تهییج شده و از خود گرما ساطع می‌کنند. هدف از این روش درمانی افزایش دمای بافت آسیب‌دیده به مقدار مورد نظر و توقف فعالیت سلول‌های سلطانی می‌باشد.

روزنیویگ [6] روابط پخشی بر اساس آسودگی دورانی یک ذره مغناطیسی تنها را در یک ماتریس مایع توسعه داد. دانگ هیون کیم و همکارانش [7] محاسبات تئوری را بر اساس قطر ذرات انجام دادند و مقادیر نرخ جذب مخصوص به دست آمده را با مقادیر آزمایشگاهی مقایسه نمودند.

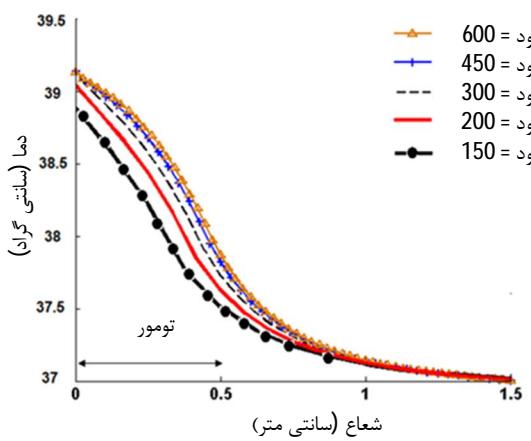
این مقاله تنها اثر نانوذرات در تولید گرما را نشان می‌دهد. دی به لک و همکارانش [8] اثر میدان مغناطیسی متنابع بالا را در نانوذرات مغناطیسی جهت گرمادرمانی مغناطیسی و پرتوزایی بررسی نمودند و این کار را تنها با دو نانوذره انجام دادند. پیانکار و همکارانش [9] مطالعه‌ای تحلیلی در ارتباط با کنترل دما در گرمادرمانی توسط مایکروویو، برای بدست آوردن دمای مطلوب، طی یک زمان ثابت با نرخ پرفیوژن ثابت و کنترل قدرت گرمایی واپسیه به زمان بهینه را به انجام رسانندند.

چین‌تسه لین و همکارانش [10] یک طرح عددی هیبریدی را برای حل معادله انتقال حرارت زیستی گذرا با مختصات کروی با نرخ پرفیوژن ثابت و در حالت یک بعدی توسعه دادند. افزایش دما در بافت‌های بیولوژیکی برای اثر گرمایی نانوذرات مغناطیسی فریت پلاتینیوم² تخمین زده شد. یونگ‌گانگ و همکارانش [11] میدان الکترومغناطیسی سه بعدی و میدان دمایی گذراي همکارانش [12] شیوه‌سازی گذراي انتقال گرما در چشم انسان تحت جراحی لیزر را در یک ناحیه و با نرخ پرفیوژن ثابت در مختصات دو بعدی مطالعه نمودند. بنظر می‌رسد که گرمایش سیال مغناطیسی واپسیه به القاء مغناطیسی متغیر با زمان به درستی مطالعه نشده است. در تحقیقات انجام‌شده تا به حال اثرات تغییر نرخ پرفیوژن متغیر با زمان و متابولیسم با مکان، تغییرات شرایط مغناطیسی حاکم، اثر قطر و کسر حجمی نانوذرات در تغییر دما و همچنین بدست آمدن ثابت زمانی لحاظ نشده است. در این بروئی که می‌باشد اثراً نانوذرات فیزیکی نانوذرات، مشخصه‌های میدان مغناطیسی و خصوصیات بافت و نرخ پرفیوژن متغیر با مکان است.

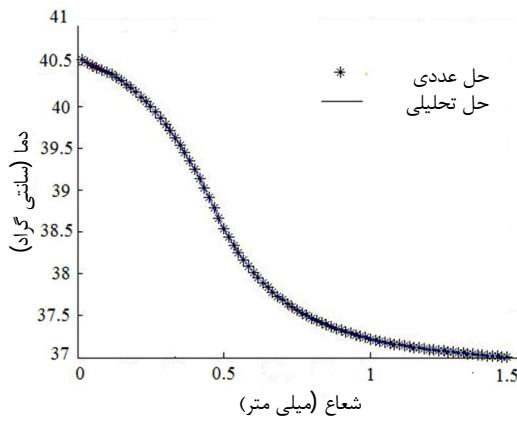
ناراسیماهان و همکارانش [13] شیوه‌سازی گذراي انتقال گرما در چشم انسان تحت جراحی لیزر را در یک ناحیه و با نرخ پرفیوژن ثابت در مختصات دو بعدی مطالعه نمودند. بنظر می‌رسد که گرمایش سیال مغناطیسی واپسیه به القاء مغناطیسی متغیر با زمان به درستی مطالعه نشده است. در تحقیقات انجام‌شده تا به حال اثرات تغییر نرخ پرفیوژن متغیر با زمان و متابولیسم با مکان، تغییرات شرایط مغناطیسی حاکم، اثر قطر و کسر حجمی نانوذرات در تغییر دما و همچنین بدست آمدن ثابت زمانی لحاظ نشده است. در این بروئی که می‌باشد اثراً نانوذرات فیزیکی نانوذرات، مشخصه‌های میدان مغناطیسی و خصوصیات بافت در انتقال حرارت بدن انسان حین گرمادرمانی مورد مطالعه قرار گرفته است. همچنین مقایسه‌ای بین چهار نوع نانوذره مرسوم در گرمادرمانی مغناطیسی انجام گرفته و مشخص شده توانایی حرارتی فریت

1- Specific Absorption Rate

2- FePt

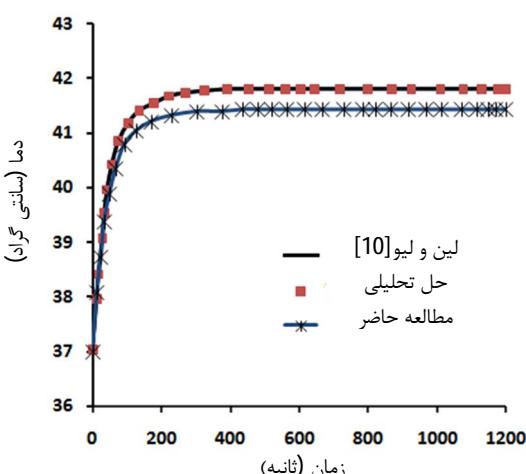


شکل 2 استقلال شبکه حل



شکل 3 ارزیایی حل عددی در مقایسه با حل تحلیلی

برای بررسی صحت کار، نتایج این بررسی با مقاله تحلیلی- عددی لین و لیو [10] مقایسه شده و صحت نتایج اثبات شده است. در بررسی شرایط صحه سنجی برای این بررسی، مقدار توان تولید حرارتی نانوذرات ثابت و برابر با مقدار $P=3/97 \times 10^5 \text{ Wm}^{-3}$ مطابق مقاله ذکر شده، می‌باشد. همانطور که در شکل 4 مشاهده می‌شود، نتایج این بررسی با کار پیشین هماهنگی خوبی را دارا می‌باشد. از نتایج کار و مقایسه مقدار خطای کمتر از 1 درصد محاسبه شده که صحت نتایج را تأیید می‌کند.



شکل 4 صحه سنجی نتایج با نتایج لین و لیو

جایی که η گرانتروی مایع حامل (در اینجا آب)، $V_h = \pi(D+2)^3/6$ ، حجم هیدرودینامیک ذره حامل، D قطر نانوذره، k_b مقدار ثابت بولتزمان و T مقدار دمای مطلق است. زمان آسودگی نیل بصورت رابطه (8) می‌باشد:

$$\tau_N = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \tau_0 \frac{\exp(\Gamma)}{\sqrt{\Gamma}} \quad (8)$$

$$\Gamma = \frac{KV_M}{k_b T} \quad (9)$$

جایی که مقدار ثابت ناهمسانگرد، می‌تواند به صورت مغناطیسی - کریستالین یا شکل اصلی باشد. K مقدار ثابت ناهمسان گرد و V_M حجم ذره، T دمای مطلق و $\tau_0 = 10^{-95}$ زمان ثابت می‌باشد [5].

مقدار حساسیت تعادل χ_0 با توجه به حساسیت مشابه در معادله لانگوین¹ تخمین زده می‌شود. رابطه (10) [6]:

$$\chi_0 = \chi_i \frac{3}{\xi} (\coth \xi - \frac{1}{\xi}) \quad (10)$$

$$\xi = \frac{\mu_0 M_d H V_M}{k_b T} \quad (11)$$

حساسیت اولیه به روش (12) بدست می‌آید [8]:

$$\chi_i = \frac{\mu_0 \varphi M_d^2 V_M}{3 k_b T} \quad (12)$$

3- روش حل

برای حل معادلات (1) و (2) از روش عددی تفاضل محدود استفاده می‌شود. این معادلات به صورت ضمنی زمانی و پیشرو مکانی با دقت مرتبه دوم حل شده است. شبکه‌بندی به طور یکنواخت و در راستای شعاعی صورت می‌گیرد. بررسی استقلال شبکه حل در بازه زمانی حل مسئله، در شکل 2 نشان داده شده است. با توجه به نتایج حل عددی، از 450 نод استفاده شده است.

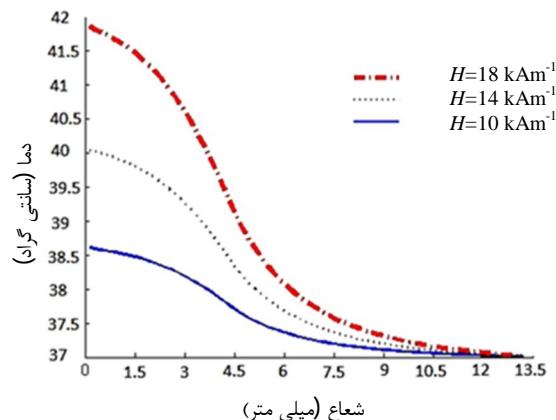
4- نتایج عددی

هنده و شرط مرزی مسئله در شکل 1 آمده است همان‌طور که عنوان شد ناحیه حل شامل یک هندسه یک بعدی کروی با قطر خارجی بافت سالم 3 سانتی‌متر و ناحیه مرکزی که کره توپر است و دارای 1 سانتی‌متر قطر است، می‌باشد. شکل 3 هماهنگی حل عددی در مقابل حل تحلیلی را نشان می‌دهد که برای یک مسئله هدایت حرارتی با تولید حرارت حجمی ثابت برابر با $P=1/35 \times 10^5 \text{ Wm}^{-3}$ ، صادق است. توزیع دما در خط مرکزی شکل توسط روش عددی در مقایسه با راه حل تحلیلی در حالت پایا در شکل 3 به دست آمده است. مقدار توان نانوذرات در این مقایسه مقدار ثابتی فرض شده است. از آنجا که در مسئله مورد بررسی مقدار تولید حرارت ناشی از نانوذرات خود وابسته به دما بوده (روابط 9، 11 و...) بنابراین حل تحلیلی برای شرایط ذکر شده با روش‌های معمولی ممکن نبوده بنابراین از روش عددی برای حل مسئله استفاده می‌شود.



شکل 1 هندسه حل

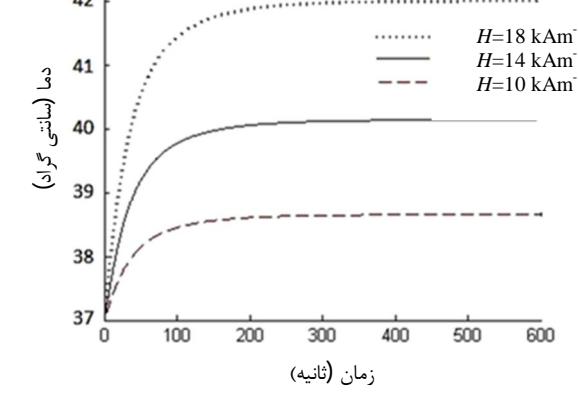
ثابت زمانی تمامی موارد در اشکال مکعبی و کروی در جدول 1 و 2 آمده است. همان طور که نشان داده شد، گرمادرمانی در هندسه کروی مقدار ثابت زمانی کمتر از هندسه مکعبی را نشان می‌دهد.



شکل 6 تغییرات مکانی میدان دما بر اثر تغییرات قدرت میدان مغناطیسی جریان متنابض

محاسبات انجام شده در این بخش بر اساس خواص فیزیکی فهرست شده در جدول 1 و ذره فریت پلاتینیوم ارائه شده‌اند. شکل‌های 5 و 6 تأثیر قدرت میدان مغناطیسی جریان متنابض بر این اطلاعات نشان می‌دهند. فرکانس میدان مغناطیسی جریان متنابض بصورت ۳۰۰، ۵۰۰، ۷۰۰ و ۹۰۰ کیلوهertz متغیر است. همانطور که بیان شد، افزایش دمای حداکثر در مقابل تغییرات فرکانس اعمالی میدان مغناطیسی جریان متنابض، نسبتاً متوسط است. شکل 9 و 10 اثر تغییر قطر نانوذره را بر روی میدان دمای نشان می‌دهند. در اینجا اثر فریت پلاتینیوم، مگنتیت و اکسید آهن ۳ در فرایند گرمادرمانی بررسی گردید.

همانطور که اثبات شده، نانوذره فریت پلاتینیوم مؤثرترین ماده در این گروه محسوب می‌شود [5]. اثر کسر حجمی نانوذره بر میدان دمایی در شکل 12 و 13 بررسی گردید. میزان کسر حجمی نانوذره به صورت $0.0004/\phi$ متفاوت است. همان طور که نشان داده شده، افزایش کسر حجمی نانوذرات تا حدی محسوس است. برای حداکثر دمایی با افزایش کسر حجمی نانوذرات تا حدی محسوس است. برای نرخ پرفیوژن مؤثرتر از نرخ پرفیوژن مستقل از مکان، بیشتر از نرخ پرفیوژن وابسته به مکان بوده است. معمولاً نرخ پرفیوژن مؤثرتر از متابولیسم می‌باشد. مقدار

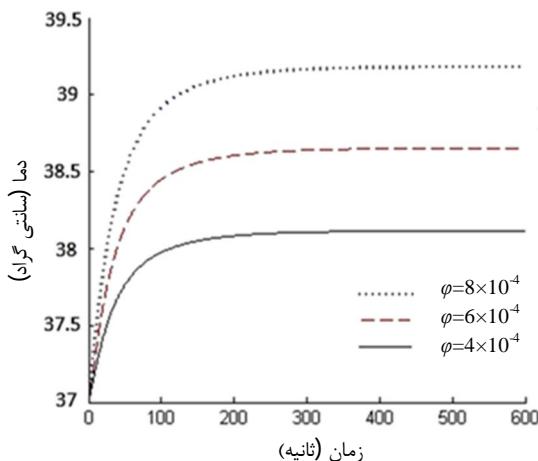


بدست آوردن ثابت زمانی، نشان دادن این مسئله است که با ابعاد برابر، تحقق روش گرمادرمانی با نانوذرات مغناطیسی در هندسه کروی سریع تر می‌باشد. نتایج حاصل از تحلیل دو مریع درون هم نیز تغییراتی شبیه به حالت کروی دارد، یعنی دمای نقطه مرکزی تومور ابتدا با شیب بالا افزایش یافته و در نهایت به حالت پایا می‌رسد.

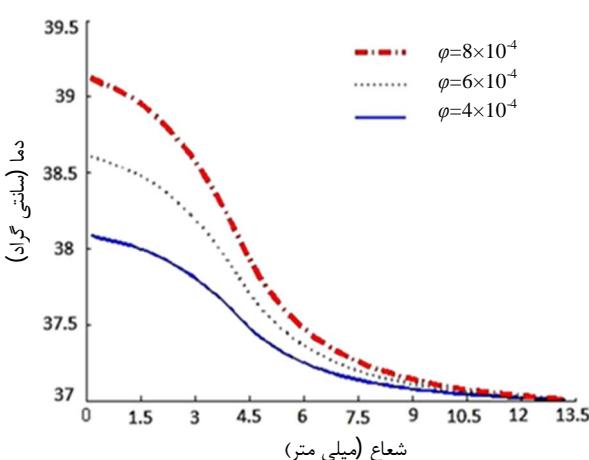
این نتایج بعلت شباهت کلی ارائه نشده است، فقط مقادیر ثابت زمانی هندسه مربعی جهت مقایسه ارائه می‌گردد. همانطور که از جداول 1 و 2 استبطاً می‌شود، در بررسی چهار نوع نانوذره مختلف، فریت پلاتینیوم دارای کمترین ثابت زمانی می‌باشد، این بدان معناست که زمان برای رسیدن به حالت دمایی پایا برای این نانوذره از سایر ذرات کمتر بوده و بنابراین در درمان‌هایی با زمان کمتر مورد نیاز، مورد استفاده قرار می‌گیرد.

5- بحث و نتیجه‌گیری

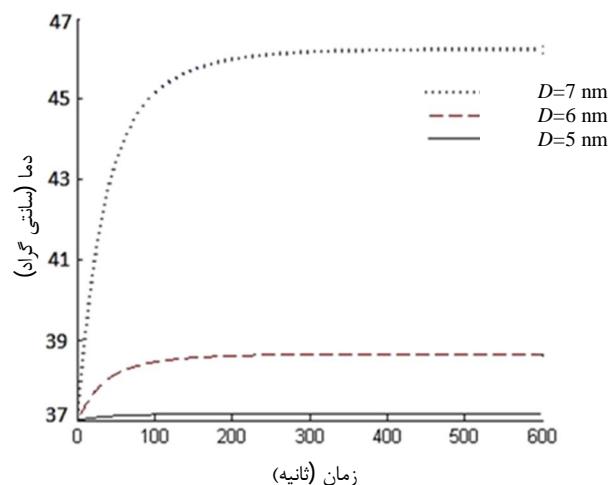
این مطالعه از یک مجموعه از اصول شناخته شده در علوم مغناطیسی برای فرموله کردن و محاسبه نرخ گرمایش در نمونه‌هایی که در معرض میدان مغناطیسی متناوب قرار گرفته‌اند، استفاده نموده است. نتایج نشان می‌دهد که کسر حجمی نانوذرات حداقل اثر را دارا بود و شدت میدان مغناطیسی متناوب اعمالی و فرکانس آن دارای اثر متوسط و قطر نانوذرات حداکثر اثر را بر افزایش دما داشته است.



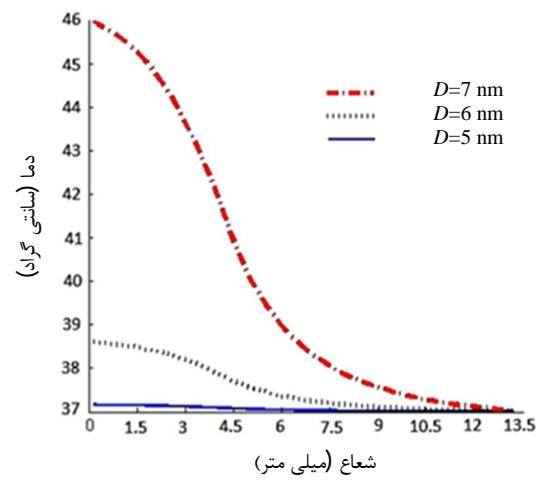
شکل 12 تغییرات زمانی میدان دما بر اثر تغییرات کسر حجمی نانوذره



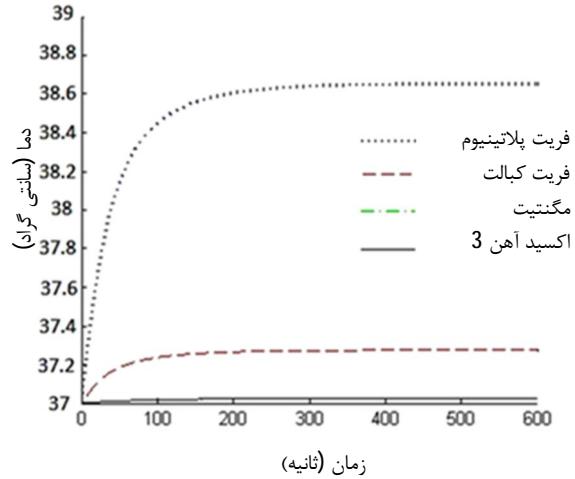
شکل 13 تغییرات مکانی میدان دما بر اثر تغییرات کسر حجمی نانوذره



شکل 9 تغییرات زمانی میدان دما بر اثر تغییرات قطر نانوذرات



شکل 10 تغییرات مکانی میدان دما بر اثر تغییرات قطر نانوذرات



شکل 11 اثر نوع ماده نانوذره با میدان دمایی در مقابل زمان

نتایج ارائه شده در ارتباط با بررسی حالت کره‌ای (دو کره درون هم) بوده است، نتایج برای حالت مربعی (دو مریع درون هم) نیز بررسی شده است که در این حالت هندسه مسئله دوبعدی بوده و ضلع مریع بزرگ 3 سانتی‌متر و ضلع مریع کوچک 1 سانتی‌متر می‌باشد. هدف از بررسی حالت مربعی بافت، و

برای نرخ متاپولیسم وابسته به دما بیشتر از نرخ متاپولیسم مستقل دمایی بوده است (شکل‌ها را نشده‌اند). در این تحلیل، تومور به صورت هندسه استوانه‌ای در نظر گرفته شده است. در هندسه کروی همان طور که مشاهده شد، شرایط گرمادرمانی مقدار ثابت زمانی کمتر از حالت مربعی دارد. بنابراین سرعت انجام گرمادرمانی در حالت تومور کروی بیشتر از حالت مربعی می‌باشد.

6- فهرست علایم

گرمای ویژه (Jkg ⁻¹ K ⁻¹)	<i>c</i>
قطر نانوذرات (nm)	<i>D</i>
فرکانس میدان مغناطیسی (kHz)	<i>f</i>
دامنه میدان مغناطیسی (kAm ⁻¹)	<i>H</i>
ثابت همسانگردی (kJm ⁻³)	<i>K</i>
ثابت بولتزمن (JK ⁻¹)	<i>k_b</i>
ضریب هدایت بافت (Wm ⁻¹ K ⁻¹)	<i>k_t</i>
مغناطیس پذیری محیط (kAm ⁻¹)	<i>M_d</i>
تولید حرارت نانوذرات (Wm ⁻³)	<i>P</i>
نرخ گرمای متاپولیسمی بافت (Wm ⁻³)	<i>Q_{met}</i>
دمای بافت (°C)	<i>T</i>
دمای جریان خون عبوری از رگ (37 درجه سانتی گراد)	<i>T_a</i>
حجم هیدرودینامیک ذرات (m ³)	<i>V_H</i>
پروفیوژن (s ⁻¹)	<i>W_b</i>
علایم یونانی	
ویسکوزیته دینامیکی	η
(kgm ⁻³) چگالی	ρ
کسر حجمی نانوذرات	φ
حساسیت تعادل	χ_0
جز ناهمفاز مغناطیسی	χ''
زیرنویس‌ها	
بافت توموری	1
بافت سالم	2
خون	<i>b</i>
بافت	<i>t</i>
نانوذرات مغناطیسی	<i>M</i>

7- مراجع

- R. Cavaliere, E. C. Ciocatto, B. C. Gionanella, C. Heidelberger, R. O. Johnson, M. Margottini, B. Mondovi, G. Moricca, A. R. Fanelli, Selective heat sensitivity of cancer cells biochemical and clinical studies, *Cancer*, Vol. 20, pp. 1351-1381, 1967.
- J. E. Robinson, M. J. Wizenberg, W. A. McCready, Combined hyperthermia and radiation, an alternative to heavy particle therapy for reduced oxygen enhancement ratios, *Nature*, Vol. 251, pp. 521-522, 1974.
- R. A. Steeves, Hyperthermia in cancer therapy: Where are we today and where are we going?, *Bulletin of the New York Academy of Medicine*, Vol. 68, pp. 342-350, 1992.
- W. Dewey, Arrhenius relationships from the molecule and cell to the clinic, *International Journal of Hyperthermia*, Vol. 10, pp. 457-483, 1994.
- S. Maenosono, S. Saita, Theoretical assessment of FePt nanoparticles as heating elements for magnetic hyperthermia, *IEEE Transactions on Magnetic*, Vol. 42, pp. 1638-1642, 2006.
- R. E. Rosensweig, Heating magnetic fluid with alternating magnetic field, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, Vol. 252, pp. 370-374, 2002.

جدول 1 مقدار ثابت زمانی شرایط متفاوت در هندسه مربعی

اثر تغییرات قطر، فرکانس، دامنه، کسر حجمی و نوع نانوذره

$$f=300\text{kHz}, H=10\text{kAm}^{-1}, \varphi=0/0006$$

$$D=5\text{nm} \quad \tau=74\text{s}$$

$$D=6\text{nm} \quad \tau=69\text{s}$$

$$D=7\text{nm} \quad \tau=67\text{s}$$

$$D=6\text{nm}, H=10\text{kAm}^{-1}, \varphi=0/0006$$

$$f=300\text{kHz} \quad \tau=69\text{s}$$

$$f=500\text{kHz} \quad \tau=65/5\text{s}$$

$$f=700\text{kHz} \quad \tau=62/5\text{s}$$

$$D=6\text{nm}, f=300\text{kHz}, \varphi=0/0006$$

$$H=10\text{kAm}^{-1} \quad \tau=69\text{s}$$

$$H=14\text{kAm}^{-1} \quad \tau=66/7\text{s}$$

$$H=18\text{kAm}^{-1} \quad \tau=64/2\text{s}$$

$$D=6\text{nm}, f=300\text{kHz}, H=10\text{kAm}^{-1}$$

$$\varphi=0/0004 \quad \tau=70\text{s}$$

$$\varphi=0/0006 \quad \tau=69\text{s}$$

$$\varphi=0/0008 \quad \tau=68/2\text{s}$$

$$D=6\text{nm}, f=300\text{kHz}, H=10\text{kAm}^{-1}, \varphi=0/0006$$

$$\text{مگنتیت} \quad \tau=98\text{s}$$

$$\text{اکسید آهن} 3 \quad \tau=97\text{s}$$

$$\text{فریت کبات} \quad \tau=73\text{s}$$

$$\text{فریت پلاتینیوم} \quad \tau=69\text{s}$$

جدول 2 مقدار ثابت زمانی شرایط متفاوت در هندسه کروی

اثر تغییرات قطر، فرکانس، دامنه، کسر حجمی و نوع نانوذره

$$f=300\text{kHz}, H=10\text{kAm}^{-1}, \varphi=0/0006$$

$$D=5\text{nm} \quad \tau=49/5\text{s}$$

$$D=6\text{nm} \quad \tau=45/7\text{s}$$

$$D=7\text{nm} \quad \tau=44/7\text{s}$$

$$D=6\text{nm}, H=10\text{kAm}^{-1}, \varphi=0/0006$$

$$f=300\text{kHz} \quad \tau=45/7\text{s}$$

$$f=500\text{kHz} \quad \tau=44/2\text{s}$$

$$f=700\text{kHz} \quad \tau=42/8\text{s}$$

$$D=6\text{nm}, f=300\text{kHz}, \varphi=0/0006$$

$$H=10\text{kAm}^{-1} \quad \tau=45/7\text{s}$$

$$H=14\text{kAm}^{-1} \quad \tau=44/5\text{s}$$

$$H=18\text{kAm}^{-1} \quad \tau=43/5\text{s}$$

$$D=6\text{nm}, f=300\text{kHz}, H=10\text{kAm}^{-1}$$

$$\varphi=0/0004 \quad \tau=46\text{s}$$

$$\varphi=0/0006 \quad \tau=45/7\text{s}$$

$$\varphi=0/0008 \quad \tau=45/5\text{s}$$

$$D=6\text{nm}, f=300\text{kHz}, H=10\text{kAm}^{-1}, \varphi=0/0006$$

$$\text{مگنتیت} \quad \tau=78\text{s}$$

$$\text{اکسید آهن} 3 \quad \tau=77\text{s}$$

$$\text{فریت کبات} \quad \tau=48\text{s}$$

$$\text{فریت پلاتینیوم} \quad \tau=45/7\text{s}$$

بین موادی که در این مطالعه بررسی گردیدند، فریت پلاتینیوم حداقل اثر را در گرمادرمانی در پی داشته است. همچنین افزایش دما برای نرخ پروفیوژن مستقل از مکان بیشتر از نرخ پروفیوژن وابسته به مکان و افزایش دما

- nanoparticles in perfused tissues, *International Communications in Heat and Mass Transfer*, Vol. 36, pp. 241–244, 2009.
- [11] Y. G. Lv, Z. S. Deng, J. Liu, 3-D numerical study on the induced heating effects of embedded micro/nanoparticles on human body subject to external medical electromagnetic field, *IEEE Transactions on Nanobio Science*, Vol. 4, pp. 284–294, 2005.
- [12] A. Narasimhan, K. K. Jha, L. Gopal ,Transient simulations of heat transfer in human eye undergoing laser surgery, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 53, pp. 482–490, 2010.
- [13] H. H. Pennes, Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm (reprint of 1948 article), *Journal of Applied Physiology*, Vol. 85, pp. 5–34, 1998.
- [14] H. Askarizadeh, H. Ahmadikia, Analytical solution of the classical and generalized dual phase lag heat transfer equations in skin tissue under transient heating, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 13, No. 13, pp. 14-25, 2013. (In Persian)
- [7] D. H. Kim, Y. T. Thai, D. E. Nikles, C. S. Brazel, Heating the aqueous dispersions containing MnFe₂O₄ nanoparticles by radio-frequency magnetic field induction, *IEEE Transactions on Magnetic*, Vol. 45, pp. 64–70, 2009.
- [8] D. Belc, Y. Haik, C. J. Chen, R. Roberts, R. Arora, effect of high ac magnetic field on magnetic nanoparticles for magnetic hyperthermia and radiation/chemotherapy applications, *IEEE International Workshop on Biomedical Circuits & Systems*, pp. 13-15, 2004.
- [9] P. Dhar, R. Dhar, R. Dhar, An analytical study of temperature control in hyperthermia by microwave, *Journal of Physical Sciences*, Vol. 13, pp. 39–56, 2009.
- [10] C. T. Lin, K. C. Liu, Estimation for the heating effect of magnetic