



مقاله کامل پژوهشی

## بررسی تأثیر اندازه فانتوم و هسته فرومغناطیس آلیاژ نیکل - مس بر میزان گرمای القایی در فرایند گرمادرمانی با استفاده از نرم‌افزار کامسول مولتی فیزیک

نجمه میرزابابایی<sup>۱</sup>، الهام محقق‌پور<sup>۲\*</sup>، شهاب شبیبانی<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> کارشناسی ارشد، پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران، تهران، ایران

<sup>۲</sup> استادیار، پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران، تهران، ایران

<sup>۳</sup> دانشیار، پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، تهران، تهران، ایران

### تاریخچه مقاله:

ثبت اولیه: ۱۴۰۰/۰۱/۲۵

دریافت نسخه اصلاح شده: ۱۴۰۰/۰۳/۱۵

پذیرش علمی: ۱۴۰۰/۰۴/۰۶

انتشار: ۱۴۰۱/۰۳/۲۵

### کلیدواژه‌ها:

گرمادرمانی،

القای مغناطیسی،

هسته فرومغناطیس،

نرم‌افزار کامسول مولتی فیزیک

**چکیده** از هسته فرومغناطیس نیکل - مس به منظور استفاده در فرایند گرمادرمانی به صورت موضعی و برای درمان تومورهای ایجاد شده در مناطق عمقی بدن مانند تومورهای مغزی و پروستات استفاده می‌شود. در تحقیق حاضر، به منظور بررسی پارامترهای مؤثر بر میزان گرمای قابل تولید در هسته فرومغناطیس و تعیین شرایط بهینه قبل از انجام فرایندهای آزمایشگاهی، از نرم‌افزار کامسول مولتی فیزیک (Comsol Multiphysics 5.4) استفاده شد. مدل مورد مطالعه، از یک هسته فرومغناطیس آلیاژ نیکل - مس با  $70/4 - 29/6$  درصد وزنی در دو اندازه متفاوت تشکیل شد که در مرکز فانتوم استوانه‌ای آب با شعاع‌های متغیر  $60 - 20$  میلی‌متر قرار گرفته و از روش تحلیل اجزای محدود برای بررسی توزیع دمایی حاصل از القای امواج الکترومغناطیس استفاده شد. پروفایل دمایی ناشی از جای‌گذاری هسته فرومغناطیس در میدان الکترومغناطیس با فرکانس  $350 - 75$  کیلوهرتز و شدت میدان مغناطیسی القایی  $500 - 200$  اورستد نشان داد که امکان کنترل دمایی در محل قرارگیری هسته فرومغناطیس، به منظور ایجاد دمای مطلوب در فرایند گرمادرمانی وجود دارد. کاهش شعاع فانتوم، مانند افزایش حجم هسته فرومغناطیس، در نتیجه افزایش میزان میدان القایی در مرکز فانتوم، به افزایش دمای القایی در هسته، با اعمال یک جریان و فرکانس ثابت منجر شد. افزایش فرکانس در میدانی ثابت و همچنین افزایش میدان در فرکانسی ثابت، حاکی از افزایش دمای القایی در هسته بود.



<https://doi.org/10.30501/jamt.2021.275366.1162>

URL: [https://www.jamt.ir/article\\_131672.html](https://www.jamt.ir/article_131672.html)

### Original Research Article

Journal of Advanced Materials and Technologies (JAMT): Vol. 10, No. 4, (Winter 2022), 107-114

## Investigation of the Effect of Phantom Size and Ferromagnetic Core of Ni-Cu Alloy on the Amount of Induction Heating in the Thermotherapy Process Using Comsol Multiphysics® Software

Najmeh Mirzababaei<sup>1</sup>, Elham Mohagheghpour<sup>2\*</sup>, Shahab Sheibani<sup>3</sup>

\*عهده دار مکاتبات

نشانی: ایران، تهران، تهران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده کاربرد پرتوها، تلفن: ۰۲۱-۸۸۲۲۱۳۴۳، دورنگار: ۰۲۱-۸۸۲۲۱۱۲۱

پایم‌نگار: [emohaghegh@aeoi.org.ir](mailto:emohaghegh@aeoi.org.ir)

Please cite this article as: Mirzababaei, N., Mohagheghpour, E., Sheibani, Sh., "Study of the phantom size and ferromagnetic core of Ni-Cu alloy on the amount of induction heating in the thermotherapy process by Comsol Multiphysics software", *Journal of Advanced Materials and Technologies (JAMT)*, Vol. 10, No. 4, (2022), 107-114. (<https://doi.org/10.30501/jamt.2021.275366.1162>).

2783-0829/© 2022 The Author(s). Published by MERC.

This is an open access article under the CC BY license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).



<sup>1</sup> M. Sc., Radiation Applications Research School, Nuclear Sciences and Technology Research Institute, Tehran, Tehran, Iran<sup>2</sup> Assistant Professor, Radiation Applications Research School, Nuclear Sciences and Technology Research Institute, Tehran, Tehran, Iran<sup>3</sup> Associate Professor, Radiation Applications Research School, Nuclear Sciences and Technology Research Institute, Tehran, Tehran, Iran**Paper History:**

Received: 2021-04-14

Revised in revised form: 2021-06-05

Scientific Accepted: 2021-06-27

Published: 2022-06-15

**Keywords:**Thermotherapy,  
Magnetic Induction,  
Ferromagnetic Core,  
Comsol Multiphysics Software

**Abstract** Nickel-Copper ferromagnetic core is used for interstitial local thermotherapy techniques to treat deep-seated tumors such as brain tumors and prostatic tumors. In the present study, the effective parameters on the amount of induction heating in the ferromagnetic core and determining the optimal conditions before performing laboratory processes was investigated by the Comsol Multiphysics 5.4 software. The model consisted of a single Nickel-Copper ferromagnetic core (29.6-70.4 wt %) in the two different size that placed in the central region of a cylindrical water phantom with different radius between 20 mm up to 60 mm. For the study of the thermal distribution due to the electromagnetic induction was used from a finite-element analysis method. The temperature profiles of the ferromagnetic core in the electromagnetic field with a frequency of 75- 350 kHz and the magnetic field of strength ( $H_0$ ) with 200-500 Oe up to 30 minutes showed the possibility of temperature control at the thermo-seed for producing the desired temperature in the thermotherapy process. The decreased phantom radius, as well as increase in the volume of the ferromagnetic core led to a rise in the induction temperature of the core due to the increase in the amount of induced field at the center of the phantom in the constant current and frequency. The results showed that the induced temperature in the core was increased due to the rise of the magnetic field in the fixed frequency or the increase of the frequency in the fixed magnetic field type, which is within most of us interested.


<https://doi.org/10.30501/jamt.2021.275366.1162>
[URL: https://www.jamt.ir/article\\_131672.html](https://www.jamt.ir/article_131672.html)
**۱- مقدمه**

گسترده‌ای در فرایند گرمادرمانی و ترمویراکی‌تراپی<sup>۶</sup> داشته است [۱، ۸، ۹ و ۱۹-۲۲].

دمای هسته فرومغناطیس، زمانی که تحت تأثیر میدان الکترومغناطیس متناوب قرار می‌گیرد، به دلیل موازی شدن ممان‌های مغناطیسی<sup>۷</sup>، با جهت میدان القایی و ایجاد جریان گردابی<sup>۸</sup> در قطعه افزایش می‌یابد و این افزایش دما تا دمای کوری آلیاژ که تراوایی مغناطیسی<sup>۹</sup> کاهش می‌یابد، ادامه پیدا می‌کند. در دمای کوری، خاصیت فرومغناطیس ساختار به پارامغناطیس تبدیل می‌شود و با تغییر جهت میدان الکترومغناطیس و هم‌جهت شدن دوباره ممان‌های مغناطیسی با میدان مغناطیسی القایی، افزایش دما تا دمای کوری دوباره تکرار می‌شود. بدین ترتیب، هسته فرومغناطیس، به صورت یک سیستم خودتنظیم‌شونده، دمای بافت را تا زمان برقراری میدان مغناطیسی بیرونی در دمای ثابت نگه می‌دارد و در نتیجه، فرایند گرمادرمانی انجام می‌شود [۱۸].

هرچند برای تعیین شرایط بهینه یا پیش‌بینی پروفایل دمایی حاصل در هسته فرومغناطیس نیکل - مس، پژوهش‌هایی با استفاده از نرم‌افزار کامسول در فانتوم<sup>۱۰</sup> انجام شده است [۱ و ۲۲]، در هیچ‌کدام از آن‌ها، تأثیر ابعاد فانتوم و هسته فرومغناطیس بر پروفایل دمایی هسته بررسی نشده است. بنابراین، در پژوهش حاضر که روند پژوهش‌های نویسندگان [۲۳] را ادامه می‌دهد، یک دانه فرومغناطیس نیکل - مس با دو

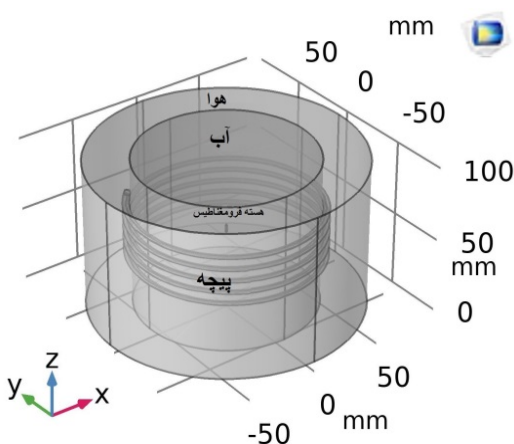
گرمادرمانی<sup>۱</sup> به معنی افزایش درجه حرارت تومور به میزان ۳-۸ درجه سلسیوس، نسبت به بافت سالم، با استفاده از روشی مصنوعی است که معمولاً به عنوان یک روش درمان الحاقی، به همراه پرتودرمانی یا شیمی‌درمانی، استفاده می‌شود و قادر است، بدون افزایش عوارض جانبی، میزان پاسخ تومور به درمان و درصد بقای بیماران را به میزان چشمگیری افزایش دهد [۴-۱]. البته، گرمادرمانی، به عنوان روش اصلی درمان، کاربرد فراوانی داشته است [۵-۱۲]. استفاده از امواج الکترومغناطیس در محدوده بسامد رادیویی<sup>۲</sup>، به منظور افزایش دمای موضعی بافت معیوب و در شرایطی که هسته فرومغناطیس در محل بافت کاشت شده باشد، نمونه‌ای از استفاده از فرایند گرمادرمانی به عنوان درمان اصلی است [۲ و ۱۳-۱۷].

برتون<sup>۳</sup> و همکارانش، اولین بار، در سال ۱۹۷۱، استفاده از کاشتینه‌های خودتنظیم‌شونده را برای افزایش دمای بافت پیشنهاد دادند [۱۸]. لیلای<sup>۵</sup> و همکارانش، اولین بار، آلیاژ نیکل - مس را با استفاده از روش ذوبی برای استفاده در گرمادرمانی ساختند [۸]. آلیاژ نیکل - مس حاوی ۶۶ تا ۷۰ درصد نیکل و ۳۰ تا ۳۳ درصد مس، به دلیل خاصیت فرومغناطیس و دمای کوری ۵۰-۴۱ درجه سلسیوس، کاربرد

<sup>6</sup> Thermo Brachytherapy<sup>7</sup> Magnetic Moment<sup>8</sup> Eddy Current<sup>9</sup> Magnetic Permeability<sup>10</sup> Phantom<sup>1</sup> Thermotherapy<sup>2</sup> Radio Frequency<sup>3</sup> Burton<sup>4</sup> Implant<sup>5</sup> Lilly

### ۳- نتایج و بحث

دمای مطلوب در محل هسته فرومغناطیس، در شرایطی که از فرایند گرمادرمانی به عنوان یک روش درمان مستقل استفاده شود، حدود ۴۸-۴۶ درجه سلسیوس می‌باشد [۲، ۹، ۱۰ و ۲۲]، لذا نتایج حاصل از شبیه‌سازی در محدوده دمایی مذکور، معیار پیش‌بینی شرایط بهینه جهت انجام گرمادرمانی در نظر گرفته شده است. در شکل ۱ شماتیک سه بعدی فانتوم مورد استفاده در فرآیند شبیه‌سازی با استفاده از نرم‌افزار کامسول که از روش تحلیل اجزای محدود برای انجام محاسبات استفاده می‌کند، نمایش داده شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، مدل مورد مطالعه متشکل از یک هسته فرومغناطیس جای‌گذاری شده در مرکز یک فانتوم استوانه‌ای آب است که توسط پیچه مسی پنج‌حلقه‌ای احاطه شده است و فضای بیرونی پیچه، هوا در نظر گرفته شده است.



شکل ۱. طرحواره سه‌بعدی فانتوم مورد استفاده در فرایند شبیه‌سازی با استفاده از نرم‌افزار کامسول به منظور بررسی توزیع دمایی یک هسته فرومغناطیس نیکل - مس در فانتوم آب

به منظور ساده‌سازی فرایند شبیه‌سازی، از آب به عنوان جایگزین بافت توموری استفاده شده است و از تأثیر خونریزی<sup>۷</sup> صرف‌نظر شده است. همچنین، از هندسه دوبعدی برای راه‌اندازی نرم‌افزار استفاده شده است (شکل ۲).

یکی از پارامترهای مؤثر بر میزان میدان القایی در مرکز فانتوم که بر گرمای القایی در هسته فرومغناطیس تأثیر می‌گذارد، قطر پیچه است که با توجه به قرارگیری فانتوم آب

اندازه مختلف، به عنوان هسته مورد استفاده در سیستم گرمادرمانی، با استفاده از نرم‌افزار کامسول مولتی‌فیزیک (Comsol Multiphysics 5.4) شبیه‌سازی شده است. افزون بر آن، تأثیر ابعاد فانتوم بر پروفایل دمایی ناشی از قرارگیری هسته فرومغناطیس در میدان الکترومغناطیس، با فرکانس و شدت‌های متفاوت، به منظور تعیین پارامترهای بهینه برای گرمادرمانی، به تنهایی در مطالعات حیوانی بررسی شده است.

### ۲- روش تحقیق

پروفایل دمایی هسته فرومغناطیس ناشی از القای امواج الکترومغناطیس در مرکز فانتوم، با استفاده از نرم‌افزار Comsol Multiphysics 5.4، شبیه‌سازی شد. ماژول<sup>۱</sup> مورد استفاده در شبیه‌سازی، گرمایش القایی<sup>۲</sup> متشکل از دو بخش میدان مغناطیسی<sup>۳</sup> و انتقال حرارت در جامد<sup>۴</sup> بود و معادلات دیفرانسیل، در نرم‌افزار مذکور، برپایه روش تحلیل اجزای محدود<sup>۵</sup> حل شد. شرایط مرزی مورد استفاده در شبیه‌سازی، در بخش مغناطیس، شامل انتخاب پیچه<sup>۶</sup> و در بخش انتقال حرارت، براساس شرایط مرزی پیش‌فرض و انتخاب مقادیر اولیه برای حوزه‌های مربوطه بود. هسته فرومغناطیس نیکل - مس با ۷۰/۴-۲۹/۶ درصد وزنی و با دو اندازه به ارتفاع ۴/۵۴ میلی‌متر و قطر ۰/۴۸ میلی‌متر (کد C1) و در مرحله بعد، با ارتفاع ۳/۲ میلی‌متر و قطر ۰/۵ میلی‌متر (کد C2) بررسی شد. فانتوم استوانه‌ای آب با ارتفاع ۱۰۰ میلی‌متر و شعاع‌های متغیر ۶۰-۲۰ میلی‌متر با فاصله ۱۰ میلی‌متر، به منظور پیش‌بینی تأثیر شعاع فانتوم ( $R_f$ ) بر میزان افزایش دمای هسته فرومغناطیس، بررسی شد. فانتوم در یک پیچه مسی پنج‌حلقه‌ای، با قابلیت اعمال شدت میدان مغناطیسی متغیر قرار گرفت. منبع تغذیه امکان تأمین توان ۱-۱۰۰۰ وات دارد. پروفایل دمایی ناشی از قرارگیری هسته فرومغناطیس در میدان الکترومغناطیس، با فرکانس ۳۵۰-۷۵ کیلوهرتز و شدت میدان مغناطیسی القایی ۲۰۰-۵۰۰ اورستد و در مدت ۳۰ دقیقه گزارش شد.

<sup>1</sup> Module

<sup>2</sup> Induction Heating

<sup>3</sup> Magnetic Field

<sup>4</sup> Heat Transfer in Solid

<sup>5</sup> Finite Element

<sup>6</sup> Coil

<sup>7</sup> Perfusion

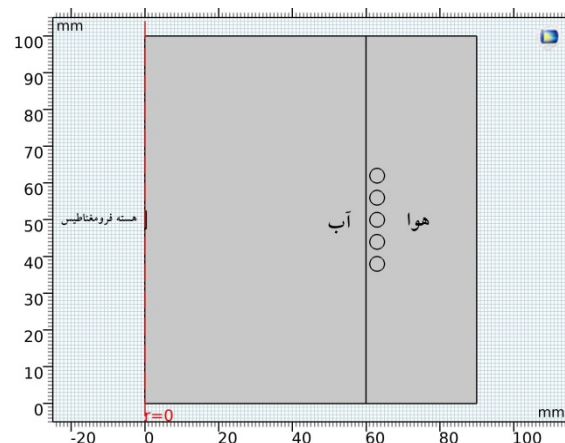
همان‌طور که ملاحظه می‌شود، در یک فرکانس و میدان ثابت، با کوچک‌شدن قطر پیچه، به دلیل افزایش میزان میدان القایی در مرکز فانتوم، دمای هسته فرومغناطیس افزایش پیدا کرده است. به گونه‌ای که در فانتوم با شعاع ۲۰ میلی‌متر و در شرایطی که از جریان ۲۹۶، ۲۵۳ و ۱۶۹ آمپر و به ترتیب فرکانس‌های ۷۵، ۱۰۰ و ۱۵۰ کیلوهرتز استفاده شود، افزایش دمای هسته فرومغناطیسی در حدود ۵۸ درجه سلسیوس قابل پیش‌بینی است. بنابراین، برای کاهش دمای هسته در فانتوم کوچک‌تر، باید مقدار میدان القایی را با کاهش جریان پیچه کاهش داد. همان‌طور که نتایج استخراج شده از نرم‌افزار کامسول در جدول ۲ نشان می‌دهد، برای تأمین دمای ۴۸ درجه سلسیوس در هسته C1 و در شرایطی که شعاع ۲۰ میلی‌متر است، جریان پیچه باید به ۹۵، ۷۰ و ۴۸ آمپر در فرکانس‌های به ترتیب ۷۵، ۱۰۰ و ۱۵۰ کیلوهرتز کاهش یابد تا با القای میدان مغناطیسی، به ترتیب، در مقادیر ۴۲۴، ۳۱۲ و ۲۱۴ اورستد، دمای مذکور در هسته القا شود.

جدول ۲. بررسی تأثیر جریان پیچه بر میزان میدان القایی در مرکز فانتوم

| $H_0$ (Oe) | دما (°C) | I (A) | F (kHz) | $R_t$ (mm) |
|------------|----------|-------|---------|------------|
| ۴۲۴        | ۴۸/۷     | ۹۵    | ۷۵      | ۲۰         |
| ۳۱۲        | ۴۸/۶     | ۷۰    | ۱۰۰     | ۲۰         |
| ۲۱۴        | ۴۸/۶     | ۴۸    | ۱۵۰     | ۲۰         |

در شکل ۴، سطح مقطع پروفایل توزیع دمایی هسته فرومغناطیس C1 برای فانتوم مذکور نمایش داده شده است. علاوه بر آن، در نمودار شبیه‌سازی، روند کاهش دما از مرکز هسته فرومغناطیس گزارش شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، در فاصله ۲ و ۵ میلی‌متر از مرکز فانتوم، به ترتیب، دما حدوداً به ۴۱ و ۳۸ درجه سلسیوس کاهش می‌یابد. بنابراین، پیش‌بینی می‌شود که افزایش دما در هسته فرومغناطیس کاملاً متمرکز ایجاد می‌شود و آلیاژ نیکل - مس، با ترکیب حاضر، به صورت یک سیستم خودتنظیم‌شونده، دما را تا مقداری مشخص، بسته به میزان میدان القایی و فرکانس اعمالی، بالا می‌برد و درعین حال، به علت تمرکز دمایی، افزایش دما، در فاصله ۴ میلی‌متر از محل قرارگیری هسته فرومغناطیس، نگران‌کننده نیست.

در پیچه، شعاع پیچه و فانتوم با هم مساوی در نظر گرفته شده است. در جدول ۱ و شکل ۳، تأثیر شعاع فانتوم ( $R_t$ ) بر میزان گرمای القایی در هسته فرومغناطیس استخراج شده است.

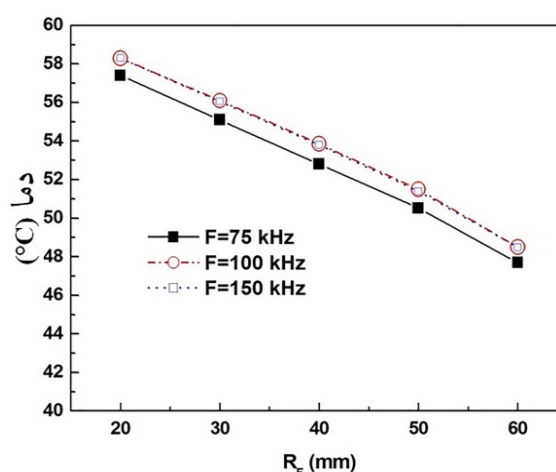


شکل ۲. طرحواره دوبعدی فانتوم مورد استفاده در فرایند شبیه‌سازی

جدول ۱. بررسی تأثیر قطر پیچه (قطر فانتوم) بر میزان میدان القایی

در مرکز فانتوم - هسته C1

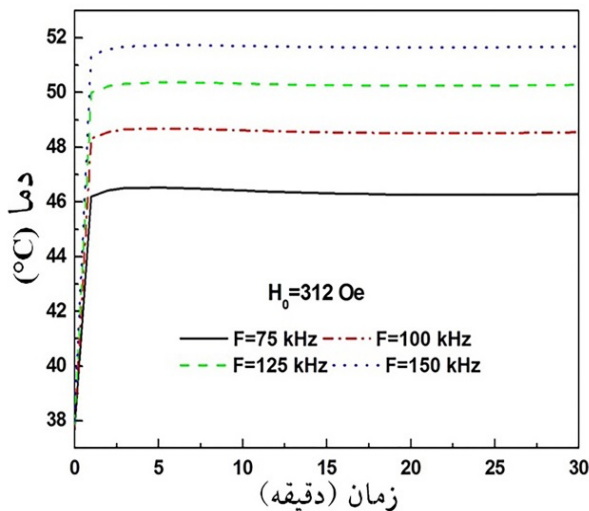
| $I = 169 \text{ A}$<br>$F = 150 \text{ kHz}$<br>دما (°C) | $I = 253 \text{ A}$<br>$F = 100 \text{ kHz}$<br>دما (°C) | $I = 296 \text{ A}$<br>$F = 75 \text{ kHz}$<br>دما (°C) | $R_t$ (mm) |
|----------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------|------------|
| ۵۸/۳                                                     | ۵۸/۳                                                     | ۵۷/۴                                                    | ۲۰         |
| ۵۶/۱                                                     | ۵۶/۱                                                     | ۵۵/۱                                                    | ۳۰         |
| ۵۳/۸                                                     | ۵۳/۸۶                                                    | ۵۲/۸                                                    | ۴۰         |
| ۵۱/۴                                                     | ۵۱/۵                                                     | ۵۰/۵۲                                                   | ۵۰         |
| ۴۸/۵                                                     | ۴۸/۵                                                     | ۴۷/۷                                                    | ۶۰         |



شکل ۳. تأثیر شعاع فانتوم بر میزان گرمای القایی در هسته

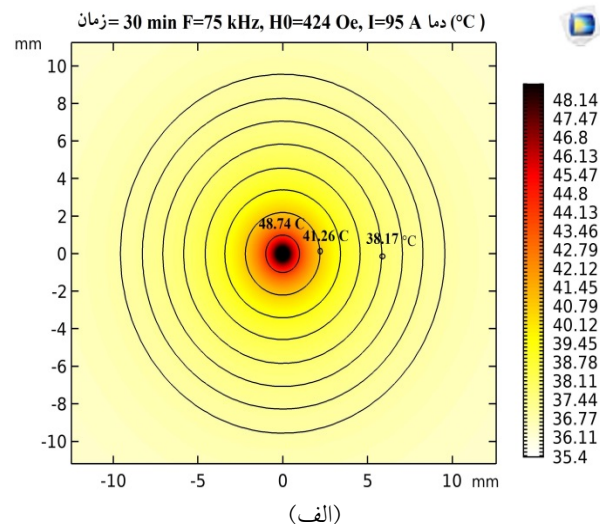
فرومغناطیس در سه فرکانس مختلف - هسته C1

در ادامه، به منظور بررسی تأثیر فرکانس و شدت میدان القایی بر دمای القایی، فرکانس ۱۰۰ کیلوهرتز و شدت میدان ۳۱۲ اورستد که یکی از شرایط مطلوب در فانتوم با شعاع ۲۰ میلی‌متر است (شکل ۴)، در نظر گرفته شد و شبیه‌سازی در فرکانس‌ها و میدان‌های مختلف بررسی شد. همان‌طور که در شکل ۵ ملاحظه می‌شود، در شدت میدان مغناطیسی ثابت، با افزایش فرکانس اعمالی، دما در مرکز هسته فرومغناطیس افزایش می‌یابد و همان‌طور که در قسمت (ب) شکل ۴ نیز نمایش داده شده است، در فرکانس ۱۰۰ کیلوهرتز و شدت میدان ۳۱۲ اورستد، دمای ۴۸ درجه سلسیوس در مرکز فانتوم حاصل می‌شود. علاوه بر آن، نمودار مذکور، افزایش دمای هسته فرومغناطیس را به محض اعمال میدان مغناطیسی و پایداری دما در طول فرایند گرمادرمانی نشان می‌دهد. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، با افزایش فرکانس اعمالی تا ۱۵۰ کیلوهرتز، دمای القایی تا حدود ۵۲ درجه سلسیوس بالا می‌رود.

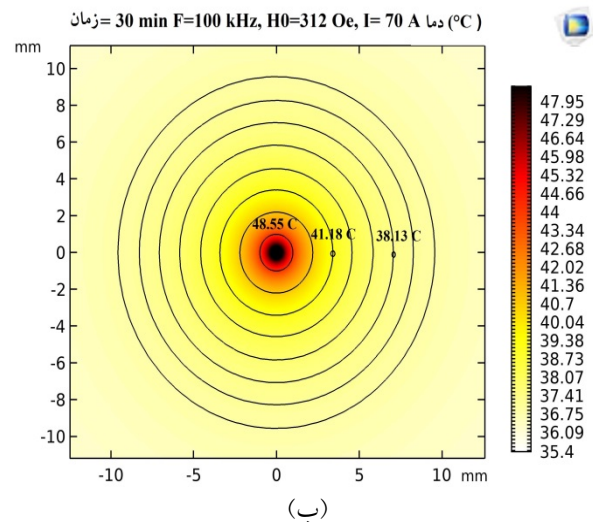


شکل ۵. نمایش تغییرات دما در مرکز هسته فرومغناطیس C1 با میدان مغناطیسی ثابت ۳۱۲ اورستد و در فرکانس‌های مختلف (فانتوم با شعاع ۲۰ میلی‌متر)

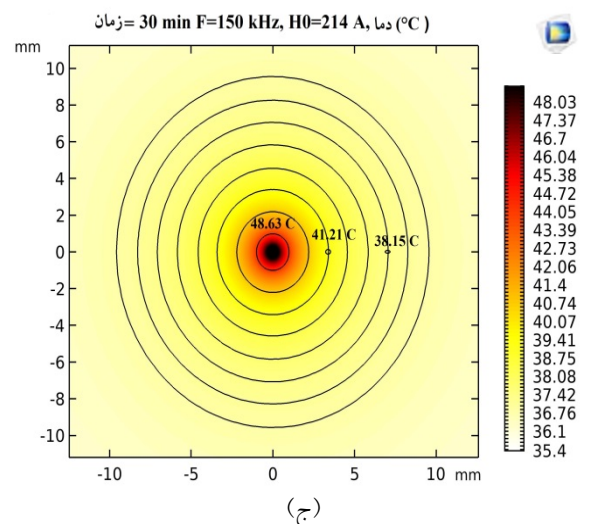
بررسی تأثیر فرکانس در یک میدان القایی ثابت، افزایش دمای هسته فرومغناطیس با افزایش فرکانس را آشکار می‌سازد. نمودار شکل ۶، افزایش دما در هسته فرومغناطیس تحت فرکانس ثابت ۱۰۰ کیلوهرتز را نشان می‌دهد، به گونه‌ای که در میدان ۴۰۰ اورستد، دمای هسته تا حدود ۵۱ درجه سلسیوس قابل پیش‌بینی است.



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۴. نمایش توزیع دمایی هسته فرومغناطیس C1 در فرکانس و شدت میدان مغناطیسی متفاوت (فانتوم با شعاع ۲۰ میلی‌متر): (الف)  $F = 75 \text{ kHz}$ ,  $H_0 = 424 \text{ Oe}$ ,  $I = 95 \text{ A}$ ; (ب)  $F = 100 \text{ kHz}$ ,  $H_0 = 312 \text{ Oe}$ ,  $I = 70 \text{ A}$ ; (ج)  $F = 150 \text{ kHz}$ ,  $H_0 = 214 \text{ A}$ ,  $I = 70 \text{ A}$

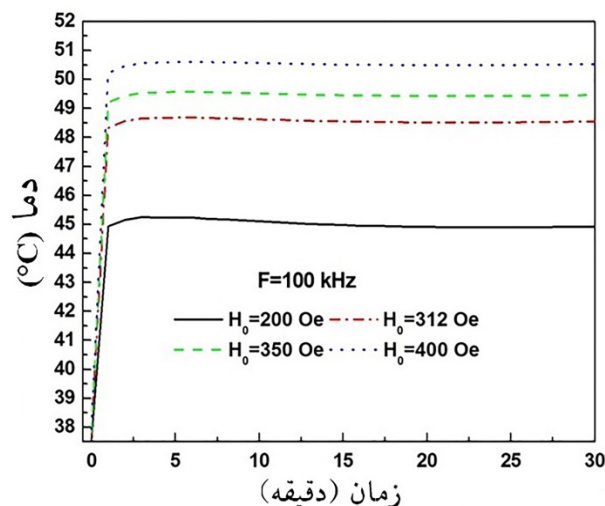


میزان گرمای القایی در هسته فرومغناطیس و در نتیجه دمای هسته با کاهش حجم کاهش می‌یابد.

جدول ۳. تأثیر ابعاد هسته فرومغناطیس بر میدان القایی مورد نیاز برای ایجاد دمای ۴۸ درجه سلسیوس در هسته‌ها (فانتوم با شعاع ۶۰ میلی‌متر)

| میدان القایی در<br>C2 (Oe) | جریان در<br>پیچه با<br>هسته C1 | جریان در<br>پیچه با<br>هسته C2 | دمای القایی<br>در هسته‌ها |
|----------------------------|--------------------------------|--------------------------------|---------------------------|
| ۲۴۰                        | ۲۹۶                            | ۳۷۰                            | ۴۸                        |
| ۳۲۳                        | ۲۳۵                            | ۲۸۰                            | ۴۸                        |
| ۲۲۶                        | ۱۶۹                            | ۱۹۰                            | ۴۸                        |

براساس نتایج به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی دوبعدی هسته فرومغناطیس در فانتومی با شعاع ۲۰ میلی‌متر، دمای بهینه در هسته فرومغناطیس C1 در فرکانس‌های ۷۵، ۱۰۰ و ۱۵۰ کیلوهرتز با میدان‌های القایی به‌ترتیب ۴۲۴، ۳۱۲ و ۲۱۴ اورستد و در هسته فرومغناطیس C2 با میدان‌های القایی به ترتیب ۴۵۵، ۳۵۰ و ۲۴۳ اورستد ایجاد می‌شود. در شکل ۷، طرحواره افزایش دما تا ۴۸ درجه سلسیوس در هسته C2 که در فانتومی با شعاع ۲۰ میلی‌متر قرار گرفته است، نمایش داده شده است.

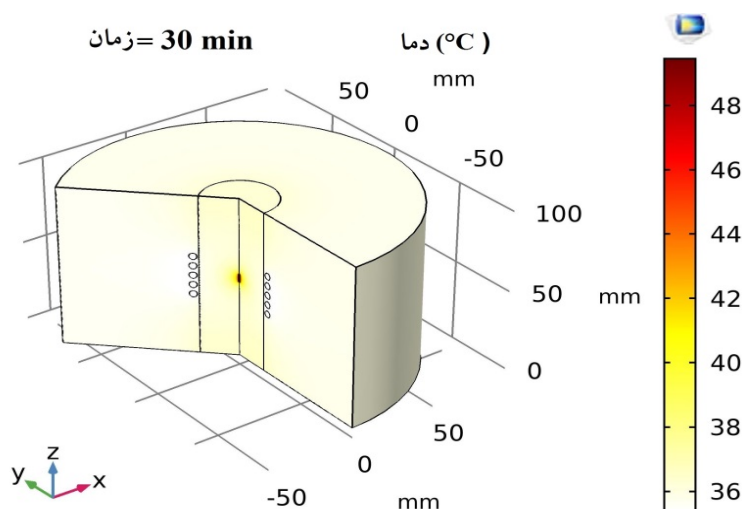


شکل ۶. نمایش تغییرات دما در مرکز هسته فرومغناطیس C1 با فرکانس ثابت ۱۰۰ کیلوهرتز و میدان مغناطیسی القایی مختلف (فانتوم با شعاع ۲۰ میلی‌متر)

ابعاد هسته فرومغناطیس، پارامتر دیگری است که در جریان مورد نیاز و میدان القایی لازم، به‌منظور تأمین دمای مورد نظر در مرکز فانتوم، مؤثر است. بنابراین، همان‌طور که در جدول ۳ ملاحظه می‌شود، در شرایطی که از فانتوم با شعاع ۶۰ میلی‌متر استفاده می‌شود، با کوچک شدن حجم هسته فرومغناطیس، باید میدان القایی مورد نیاز، برای ایجاد دمای ۴۸ درجه سلسیوس در هر فرکانس، افزایش یابد. براساس تحلیل مذکور، همان‌طور که در جدول ۴ گزارش شده است، در فانتومی با شعاع ۲۰ میلی‌متر در یک فرکانس و میدان القایی،

جدول ۴. تأثیر ابعاد هسته فرومغناطیس بر میزان افزایش دما تحت تأثیر میدان القایی متغیر (فانتوم با شعاع ۲۰ میلی‌متر)

| فرکانس (kHz) | میدان القایی در مرکز فانتوم (Oe) | دمای القایی در هسته C1 | دمای القایی در هسته C2 |
|--------------|----------------------------------|------------------------|------------------------|
| ۷۵           | ۲۰۰                              | ۴۲/۸                   | ۴۱/۲                   |
| ۷۵           | ۳۰۰                              | ۴۶/۰                   | ۴۴/۴                   |
| ۷۵           | ۳۵۰                              | ۴۷/۲                   | ۴۵/۷                   |
| ۷۵           | ۴۲۴                              | ۴۸/۷                   | ۴۷/۴                   |
| ۷۵           | ۴۵۵                              | —                      | ۴۸/۰                   |
| ۱۰۰          | ۲۰۰                              | ۴۵/۰                   | ۴۳/۳                   |
| ۱۰۰          | ۳۱۲                              | ۴۸/۲                   | ۴۷/۱                   |
| ۱۰۰          | ۳۵۰                              | ۴۹/۴                   | ۴۸/۱                   |
| ۱۰۰          | ۴۰۰                              | ۵۰/۰                   | ۴۹/۳                   |
| ۱۵۰          | ۲۱۴                              | ۴۸/۶                   | ۴۷/۲                   |
| ۱۵۰          | ۳۰۰                              | ۵۱/۳                   | ۵۰/۲                   |
| ۱۵۰          | ۳۵۰                              | ۵۲/۵                   | ۵۱/۵                   |
| ۱۵۰          | ۴۰۰                              | ۵۳/۶                   | ۵۲/۵                   |
| ۱۵۰          | ۲۴۳                              | —                      | ۴۸/۳                   |



شکل ۷. نمایش پروفایل دمایی در هسته C2 تحت میدان القایی ۳۵۰ اورستد و فرکانس ۱۰۰ کیلوهرتز (فانتوم با شعاع ۲۰ میلی‌متر)

#### ۴- نتیجه‌گیری

نتایج شبیه‌سازی، امکان کنترل دمایی در محل قرارگیری هسته فرومغناطیس با کنترل فرکانس اعمالی و شدت میدان القایی در هسته فرومغناطیس را نشان می‌دهد. همچنین، اندازه بافت توموری که تعیین‌کننده شعاع فانتوم در مرحله شبیه‌سازی است و حجم هسته فرومغناطیس، علاوه بر ترکیب آلیاژ، در طراحی درمان نیز باید مورد توجه قرار گیرد. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی با استفاده از نرم‌افزار کامسول، پیش‌بینی می‌شود که دمای مطلوب برای انجام فرایند گرمادرمانی (۴۸ درجه سلسیوس در مرکز هسته فرومغناطیس) با استفاده از هسته فرومغناطیس نیکل-مس با ۷۰/۴-۲۹/۶ درصد وزنی و با اعمال فرکانس در محدوده ۳۵۰-۷۵ کیلوهرتز و القای میدان مغناطیسی در محدوده ۲۰۰-۵۰۰ اورستد، بسته به شعاع فانتوم و ابعاد هسته فرومغناطیس، قابل کنترل است.

#### ۵- سپاسگزاری

از آقای امیرحسین نظام‌دوست (دانشجوی دانشگاه صنعتی امیرکبیر- دانشکده مهندسی پزشکی) که در نحوه استخراج اشکال از نرم‌افزار کامسول همکاری داشته‌اند، قدردانی می‌شود.

#### مراجع

- treatments", *Medical Physics*, Vol. 43. No. 11, (2016), 6033-6048. <https://doi.org/10.1118/1.4964457>
- Chichel, A., Skowronek, J., Kubaszewska, M., Kanikowski, M., "Hyperthermia-description of a method and a review of clinical applications", *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, Vol. 12, No. 5, (2007), 267-275. [https://doi.org/10.1016/S1507-1367\(10\)60065-X](https://doi.org/10.1016/S1507-1367(10)60065-X)
- Fratila, R. M., Fuente, J.M., "Introduction to hyperthermia", *Nanomaterials for Magnetic and Optical Hyperthermia Applications*, (2019), 1-10. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813928-8.09997-X>
- Taheri, A. A., Taghilou, M., "Towards a uncertainty analysis in thermal protection using phase-change micro/nano particles during hyperthermia", *International Journal of Engineering*, Vol. 34, No. 1, (2021), 263-271. <https://doi.org/10.5829/ije.2021.34.01a.29>
- Yacoob, S. M., Hassan, N. S., "FDTD analysis of a noninvasive hyperthermia system for brain tumors", *Biomedical Engineering Online*, Vol. 47, No. 1, (2012), 11. <https://link.springer.com/article/10.1186/1475-925X-11-47>
- Thiesen, B., Jordan, A., "Clinical applications of magnetic nanoparticles for hyperthermia", *International Journal of Hyperthermia*, Vol. 24, No. 6, (2008), 467-474. <https://doi.org/10.1080/02656730802104757>
- Kobayashi, T., Kida, Y., Ohta, M., Tanaka, T., Kageyama, N., Kobayashi, H., Amemiya, Y., "Magnetic induction hyperthermia for brain tumor using ferromagnetic implant with low Curie temperature", *Neurologia Medico-Chirurgica*, Vol. 26, No. 2, (1986), 116-121. <https://doi.org/10.2176/nmc.26.116>
- Lilly, M. B., Brezovich, I. A., Atkinson, W. J., "Hyperthermia induction with thermally self-regulated ferromagnetic implants", *Radiology*, Vol. 154, No. 1, (1985), 243-244. <https://doi.org/10.1148/radiology.154.1.3964942>
- Brezovich, I. A., Atkinson, W. J., Lilly, M. B., "Local hyperthermia with interstitial techniques", *Cancer Research*, Vol. 44, No. 10, (1984), 4752s-4756s. [https://cancerres.aacrjournals.org/content/44/10\\_Supplement/4752s.short](https://cancerres.aacrjournals.org/content/44/10_Supplement/4752s.short)
- Johannsen, M., Gneveckow, U., Eckelt, L., Feussner, A., Waldöfner, N., Scholz, R., Deger, S., Wust, P., Loening, S. A., Jordan, A., "Clinical hyperthermia of prostate cancer using magnetic nanoparticles: presentation of a new interstitial technique", *International Journal of Hyperthermia*, Vol. 21, No. 7, (2005), 637-647. <https://doi.org/10.1080/02656730500158360>
- Elengoe, A., Hamdan, S., "Hyperthermia and its clinical application in cancer treatment", *International Journal of Advancement in Life Sciences Research*, Vol. 1, No. 1, (2018), 22-27. <https://doi.org/10.31632/ijalsr.2018v01i01.003>
- Lee, S. Y., Szigeti, G. P., Szasz, A. M., "Oncological hyperthermia: The correct dosing in clinical applications",

- Warrell, G., Shvydka, D., Parsai, E. I., "Use of novel thermobrachytherapy seeds for realistic prostate seed implant

- developed thermobrachytherapy seed with ferromagnetic core for treatment of solid tumors", *Medical Physics*, Vol. 39, No. 4, (2009), 1980-1990. <https://doi.org/10.1118/1.3693048>
19. Geng, Y. C., Wang, X. X., Ma, Y., Hu, Y., Zhang, R. L., "Orientated thermotherapy offerromagnetic thermoseed in hepatic tumors", *World Journal of Gastroenterology*, Vol. 4, No. 4, (1998), 326. <https://doi.org/10.3748/wjg.v4.i4.326>
  20. Parsai, E. I., Gautam, B., Shvydka, D., "Evaluation of a novel thermobrachytherapy seed for concurrent administration of brachytherapy and magnetically mediated hyperthermia in treatment of solid tumors", *Journal of Biomedical Physics and Engineering*, Vol. 1, No. 1, (2011), 5-16. [https://jbpe.sums.ac.ir/article\\_43019.html](https://jbpe.sums.ac.ir/article_43019.html)
  21. Khan, N., "Dosimetric calculation of a thermo brachytherapy seed: A Monte Carlo study", M. Sc. Thesis, University of Toledo, (2008). [https://etd.ohiolink.edu/apexprod/rws\\_olink/r/1501/10?clear=10&p10\\_accession\\_num=mco1228860927](https://etd.ohiolink.edu/apexprod/rws_olink/r/1501/10?clear=10&p10_accession_num=mco1228860927)
  22. Gautam, B. R., "Study of dosimetric and thermal properties of a newly developed thermo-brachytherapy seed for treatment of solid tumors", Doctoral dissertation, University of Toledo, College of Arts and Sciences, (2013). [https://etd.ohiolink.edu/pg\\_10?0::NO:10:P10\\_ACCESSION\\_NUM:toledo1365181537](https://etd.ohiolink.edu/pg_10?0::NO:10:P10_ACCESSION_NUM:toledo1365181537)
  23. Mohagheghpour, E., Nezamdoust, A. H., "Simulation of the thermotherapy process by magnetic induction in Ni-Cu alloy by comsol multiphysics software", *Journal of Science and Engineering Elites*, Vol. 5, No. 1, (2021), 78-83. (In Farsi). <https://www.sid.ir/fa/journal/ViewPaper.aspx?id=537038>
  - International Journal of Oncology*, Vol. 54, No. 2, (2019), 627-643. <https://doi.org/10.3892/ijo.2018.4645>
  13. Shvydka, D., Gautam, B., Parsai, E., Feldmeier, J., "SU-FF-T-39: Investigating thermal properties of a thermobrachytherapy radioactive seed for concurrent brachytherapy and hyperthermia treatments: design considerations", *Medical Physics*, Vol. 36, No. 6, (2009), 2528-2528. <https://doi.org/10.1118/1.3181511>
  14. Kuznetsov, A., Shlyakhtin, O., Brusentsov, N., Kuznetsov, O., "Smart mediators for self-controlled inductive heating", *European Cells and Materials*, Vol. 3, No. 2, (2002), 75-77. [https://www.researchgate.net/publication/279897579\\_Smart\\_mediators\\_for\\_self-controlled\\_inductive\\_heating](https://www.researchgate.net/publication/279897579_Smart_mediators_for_self-controlled_inductive_heating)
  15. Nezamdoust, A., Mohagheghpour, E., Sheibani, S., Mirzababaei, N., Solouk, A., "Simulation of hyperthermia process by magnetic induction in low curie temperature ferromagnetic core for the treatment of high grade solid tumors by comsol multiphysics software", *Proceedings of The Second National Congress of Bioelectromagnetic: Opportunities and Challenges*, Iran, 18-19 February 2020, (2020). (In Farsi). [https://www.civilica.com/Paper-NBCOCMED02-NBCOCMED02\\_025.html](https://www.civilica.com/Paper-NBCOCMED02-NBCOCMED02_025.html)
  16. Shahbahrani, B., Rabiee, S., Shidpoor, R., "An overview of cobalt ferrite core-shell nanoparticles for magnetic hyperthermia applications", *Advanced Ceramics Progress*, Vol. 6, No. 1, (2020), 1-15. <https://doi.org/10.30501/acp.2020.105923>
  17. Sharifi, I., Zaamanian, A., Behnamghader, A., "Synthesis and characterization of Co-Zn ferrite nanoparticles embedded in a thermo-sensitive polymer", *Journal of Advanced Materials and Technologies (JAMT)*, Vol. 7, No. 4, (2019), 51-57. (In Farsi). <https://www.sid.ir/fa/journal/ViewPaper.aspx?id=501411>
  18. Gautam, B., Parsai, E. I., Shvydka, D., Feldmeier, J., Subramanian, M., "Dosimetric and thermal properties of a newly