

## طراحی میدان مغناطیسی جایگزیده به منظور هدایت مغناطیسی دارو در BNCT

جعفر علاءالدین\* و مسلم سوهانی

دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، سمنان، ایران  
\*سمنان، شاهرود، دانشگاه صنعتی شاهرود، دانشکده فیزیک و مهندسی هسته‌ای، کدپستی: ۳۶۱-۹۹۹۵۱۶۱  
پست الکترونیکی: jalaeddin@shahroodut.ac.ir

### چکیده

در این مقاله یک میدان مغناطیسی جایگزیده با استفاده از پیچ‌های هلمهولتز به همراه یک مغزه‌ی فرومغناطیس با هندسه‌ی مناسب جهت تمرکز شار مغناطیسی طراحی و شبیه‌سازی شده است. این میدان می‌تواند جهت تمرکز مغناطیسی داروهای حامل بورون در BNCT مورد استفاده قرار گیرد.

کلیدواژه‌گان: میدان مغناطیسی، هلمهولتز، BNCT.

### ۱. مقدمه

هستند. تومورهای بدخیم مغزی نظیر گلیوبلاستوما مولتی‌فرم، تومورهای بدخیم پوستی نظیر ملانوما، سرطان کبد و گردن از عمده مواردی هستند که با این روش درمانی قابل درمان هستند [۱]. استفاده از این روش به صورت تجربی در طی ۷۰ سال گذشته با چالش‌های زیادی روبرو بوده است که بعضی از آنها منجر به توقف مقطعی این روش درمانی شد. از جمله این چالش‌ها عبارتند از:

۱- اسیدبوریک و مشتقات آن به عنوان داروهای حامل بورون مورد استفاده، خواص گزینشی ندارند.

۲- زیاد بودن غلظت بورون در خون که باعث آسیب‌رسانی به بافت سالم می‌شد.

۳- انرژی نوترون‌های ورودی برای رسیدن به ضایعات عمقی کافی نبود.

در روش درمانی BNCT (درمان از طریق گیراندازی نوترون توسط بورون) جهت تمرکز بورون در ناحیه‌ی تومور، ابتدا یک داروی حامل بورون شامل ایزوتوپ پایدار بورون-۱۰ به صورت محلول به بیمار تزریق می‌شود. سپس با توجه به نوع و مکان تومور یا ضایعه در بدن بیمار، شار نوترون حرارتی یا فوق حرارتی مناسب به ناحیه‌ی موردنظر تابانده می‌شود. این نوترون‌ها با عبور از بافت‌های بدن با بورون-۱۰ واکنش داده و جذب آن می‌شوند. ذرات پرتوهای انرژی آلفا و لیتیموم-۷ با برد کم حاصل از این اندرکنش، انرژی خود را در ناحیه سلولی برجای گذاشته و باعث از بین رفتن سلول‌های سرطانی در محدوده واکنش می‌شوند. این روش درمانی اغلب به عنوان یک روش جایگزین برای درمان سرطان‌هایی به کار می‌رود که در برابر دیگر روش‌های درمانی نظیر جراحی و شیمی درمانی مقاوم

$$\begin{aligned} \overline{F}_M &= \frac{4}{3} \pi^3 \frac{\chi}{1 + \frac{\chi}{3}} \mu_0 \left( \frac{\partial \overline{H}^T}{\partial Z} \right) \quad (1) \\ &= \frac{2\pi^3}{3} \frac{\chi \mu_0}{1 + \frac{\chi}{3}} \end{aligned}$$

در این رابطه؛  $\overline{F}_Z$  نیروی مغناطیسی [نیوتون]،  $\Gamma$  شعاع متوسط حامل‌های دارو [متر]،  $\chi$  مغناطیس‌پذیری حامل‌ها،  $H$  شدت میدان مغناطیسی [آمپر بر متر]،  $\nabla$  عملگر گرادیان و  $\mu_0$  ثابت تراوایی مغناطیسی خلا  $4\pi \times 10^{-7}$  [نیوتون بر آمپر مربع] هستند. سه نیروی اصلی که به دلیل حرکت انتقالی خون پلاسمایی بر نانوذرات مغناطیسی در میدان مغناطیسی خارجی وارد می‌شوند شامل: ۱- نیروی مغناطیسی ۲- نیروی پیش‌ران (هیدرودینامیکی)، که از تغییر فشار ناشی از ضربان قلب حاصل می‌شود. ۳- نیروی پخش، که به دلایلی نظیر برخورد نانوذرات با گلبول‌های قرمز خون (سلول‌های خونی) و پراکنده شدن آن‌ها در خون حاصل می‌شود. دو نیروی اول از اهمیت بیشتری برخوردار بوده و با هم در حال رقابت هستند. شکل، اندازه و غلظت ذرات داروی تزریق شده و همچنین اندازه و جهت گرادیان میدان مغناطیسی اعمال شده به منظور توقف ذرات دارو در جریان خون دارای اهمیت هستند.

به عنوان مثال: اگر نیروی مغناطیسی اعمال شده در امتداد رگ باشد و نیروی مغناطیسی و نیروی هیدرولیکی در خلاف جهت هم باشند، احتمال غالب شدن نیروی هیدرودینامیکی بیشتر می‌شود، ولی اگر نیروی مغناطیسی عمود بر راستای رگ یا مویرگ اعمال شود، احتمال غالب شدن نیروی مغناطیسی بیشتر می‌شود. افزایش بیش از حد غلظت دارو احتمال به هم چسبیدن ذرات را بیشتر می‌کند که باعث افزایش اندازه ذرات دارو می‌شود [۵].

این روش درمانی با تولید رادیو داروهای جدید، انتخاب چشمه‌های نوترونی مناسب و تولید نوترون حرارتی با انرژی و شدت مناسب، همچنان پس از ۸۰ سال به عنوان یک روش درمانی متداول شناخته نمی‌شود. محققان در دهه‌ی اخیر ترکیبات جدید و روش‌های نوین از جمله روش هدایت مغناطیسی دارو برای کاهش آسیب‌رسانی به بافت سالم را مورد مطالعه قرار داده‌اند [۲، ۳].

به دلیل اینکه تراوایی مغناطیسی بافت بدن نزدیک به صفر است، بدن انسان در برابر میدان مغناطیسی تقریباً نظیر خلا عمل کرده و میدان مغناطیسی را بدون تغییر از خود عبور می‌دهد. این امر ما را بر آن داشت تا با استفاده از نرم افزار CST یک میدان مغناطیسی طراحی کنیم که در ناحیه‌ی تومور به عمق دلخواه مولکول‌های مغناطیسی داروی حامل بورون را هدایت و متمرکز کند. با تمرکز و افزایش غلظت دارو در ناحیه‌ی تومور، ناحیه‌ی واکنش در ناحیه‌ی تومور محدودتر می‌شود. این امر منجر به افزایش دز جذب شده در ناحیه‌ی تومور شده که از آسیب‌رسانی به بافت سالم در اطراف آن می‌کاهد. انتظار می‌رود؛ اعمال این روش از چالش‌های این روش درمانی کاسته و منجر به بهبودی عملکرد درمانی این روش شود.

## ۲. میدان مغناطیسی خارجی و حامل‌های مغناطیسی

### دارو

می‌توان حامل‌های مغناطیسی دارو را به صورت نانوذره در نظر گرفت. برای تعیین نیروی مغناطیسی وارد شده به این ذرات از طرف میدان مغناطیسی خارجی می‌توان از رابطه‌ی زیر استفاده کرد [۴].

### ۱.۲. نیروی مغناطیسی پیچه‌ی هلمهولتز

پیچه هلمهولتز از دو سیم پیچ هم محور با شعاع‌ها و جریان یکسان  $I$  تشکیل می‌شود. اگر فاصله‌ی دو سیم پیچ به اندازه‌ی شعاع سیم پیچ‌ها باشد، در راستای محور آن‌ها (راستای فرضی  $Z$ ) و وسط دو سیم پیچ میدان مغناطیسی بیشینه و نسبتاً یکنواخت خواهد بود. با جابجایی کوچک در راستای محور پیچه‌ها، تغییرات میدان مغناطیسی بسیار ناچیز بوده و در این راستا می‌توان میدان مغناطیسی را یکنواخت و ثابت فرض کرد که در وسط پیچه از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید.

$$\overline{B}_Z = \frac{32\pi NI}{50a\sqrt{5}} \quad (۲)$$

که در آن  $I$  شدت جریان بر حسب آمپر و  $N$  تعداد دور سیم پیچ،  $a$  شعاع سیم پیچ‌ها بر حسب سانتی متر و  $\overline{B}_Z$  میدان مغناطیسی بر حسب گاوس می‌باشد. حال اگر از وسط پیچه و عمود بر راستای محور آن در دو جهت  $X$  یا  $Y$  حرکت کنیم، میدان مغناطیسی در راستای  $Z$  وابسته به مکان بوده، دیگر یکنواخت نیست. جابجایی کوچک نسبت به ابعاد سیم پیچ‌ها در این دو جهت، تغییرات  $\overline{B}_Z$  زیادی ایجاد می‌کند که می‌توان به منظور تولید نیروی مغناطیسی از آن بهره جست. اگر میدان مغناطیسی غیر یکنواخت باشد و یک دوقطبی مغناطیسی داشته باشیم، به این دوقطبی نیرو وارد می‌شود.

$$\vec{F} = \nabla(\vec{\mu} \cdot \vec{B}) \quad (۳)$$

که میدان مغناطیسی  $\vec{B}$  بر حسب تسلا ( $T$ ) و گشتاور دوقطبی  $\vec{\mu}$  بر حسب ژول بر تسلا ( $J/T$ ) هستند. می‌توان نشان داد که با توجه به تغییرات اندک  $\overline{B}_Z$  در راستای  $Z$  و تغییرات عمده‌ی  $\overline{B}_Z$  در راستای  $X$  و  $Y$ ؛ نیروی مغناطیسی در دو جهت  $\hat{i}$  و  $\hat{j}$  به صورت زیر حاصل می‌شود.

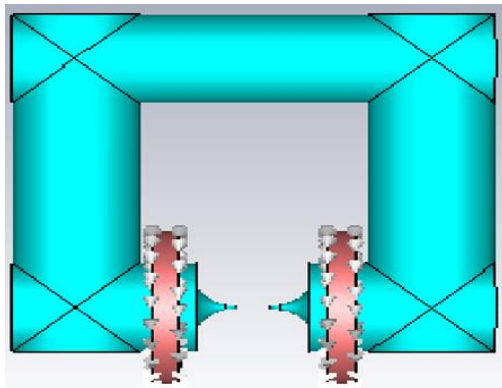
$$\vec{F} = \frac{dB_Z}{dx} \hat{i} + \frac{dB_Z}{dy} \hat{j} \quad (۴)$$

که در آن  $\overline{B}_Z$  میدان مغناطیسی پیچه‌ی هلمهولتز در مرکز آن بر حسب تسلا،  $\mu$  گشتاور دوقطبی مغناطیسی حامل مغناطیسی دارو بر حسب ژول بر تسلا و نیروی مغناطیسی بر حسب نیوتون می‌باشد. این رابطه بیان می‌کند که: اگر میدان مغناطیسی غیر یکنواخت باشد، به یک دوقطبی که در درون میدان قرار گرفته است، نیرویی وارد می‌شود که با گرادیان یا تغییرات میدان مغناطیسی متناسب است. در واقع استفاده از میدان مغناطیسی این امکان را برای ما فراهم می‌آورد که حامل‌های مغناطیسی دارو را در ناحیه‌ی تومور موجود در عمق دلخواه، متمرکز کنیم. دارو در ناحیه‌ی حاوی میدان مغناطیسی با گرادیان میدان مغناطیسی قوی تجمع پیدا می‌کند و در سایر نواحی با جریان خون همراه شده و از بدن دفع می‌شود.

اگر گشتاور مغناطیسی و اندازه‌ی یک نانوذره‌ی مغناطیسی درون سیال را در اختیار داشته باشیم و تحت میدان مغناطیسی خارجی غیر یکنواخت، شرط زیر برای آن برقرار باشد [۶]، حداقل گرادیان میدان مغناطیسی برای رسیدن نانوذره (حامل دارو) به دیواره‌ی رگ و گیراندازی آن فراهم شده است.

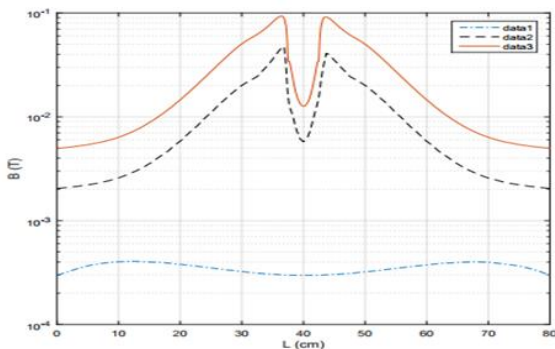
$$\frac{\partial \overline{B}}{\partial Z} = \frac{3\pi\eta d_h}{\mu} \cdot \frac{R}{L} \cdot \vec{V} \quad (۵)$$

در این رابطه؛  $\frac{\partial B}{\partial Z}$  گرادیان میدان مغناطیسی خارجی در راستای محور قرارگیری میدان مغناطیسی خارجی [تسلا بر متر]،  $\vec{v}$  سرعت متوسط سیال (خون) در رگ [متر بر ثانیه]،  $R$  شعاع رگ [متر]،  $L$  طول میدان مغناطیسی موثر در جهت سیال [متر]،  $d_h$  قطر نانوذرات (حامل‌های دارو) [متر]،  $\mu$  گشتاور مغناطیسی حامل‌ها [آمپر متر مربع] و  $\eta$  ویسکوزیته یا لزجت سیال [پاسکال ثانیه] می‌باشند. لازم به ذکر است که در این



شکل (۱): ساختار هندسی پیچ‌های هلمهولتز با مغزه‌ی فرومغناطیسی.

با حضور مغزه‌های مغناطیسی می‌توان با جریان کم‌تر به میدان مغناطیسی قوی‌تر و مطلوب‌تری دست یافت. لازم به ذکر است مغزه‌های سوزنی شکل به فاصله ۵ سانتی‌متر از هم قرار دارند.



شکل (۲): میدان مغناطیسی محوری. منحنی ۱ میدان پیچ هلمهولتز بدون مغزه (نقطه‌چین)، منحنی میانی میدان پیچ در حضور مغزه‌های فرومغناطیس بدون متصل کردن انتهای آن‌ها و منحنی پیوسته، میدان مغناطیسی پیچ هلمهولتز زمانی که انتهای مغزه‌ها به هم متصل هستند را نشان می‌دهند، که قوی‌تر شدن میدان در حضور مغزه‌ها کاملاً مشهود است.

می‌توان با تیز کردن مغزه‌های فرومغناطیس و هدایت شار مغناطیسی از ناحیه‌ای کوچک و با در اختیار داشتن حجم تومور، میدان مغناطیسی مناسب را برای تومور در عمق و مکان مشخص طراحی کرد. سپس بیشینه‌گرادیان میدان مغناطیسی و در نهایت نیروی مغناطیسی مناسب را برای تمرکز دارو در ناحیه‌ی دلخواه به دست آورده و برای درمان بهتر، مطمئن‌تر، دقیق‌تر و با عوارض کمتر برای بیماران مورد استفاده قرار داد.

رابطه از شعاع مویرگ به جای رگ و سرعت خون کامل در آن استفاده می‌شود. هم‌چنین طول میدان موثر همان قطر نوک مغزه‌های فرومغناطیسی است که شار مغناطیسی را در ناحیه‌ی بافت متمرکز می‌کند که در مرحله شبیه‌سازی تشریح می‌شود. با توجه به این‌که سرعت سیال در مرکز رگ یا مویرگ بیشترین مقدار و در دیواره‌ی رگ به دلیل مقاومت دیواره‌ی رگ در مقابل حرکت خون به صفر میل می‌کند، نیروی هیدرودینامیکی در دیواره تقریباً صفر شده، نیروی مغناطیسی غالب گشته و حامل دارو در این ناحیه متمرکز می‌شود.

### ۳. شبیه‌سازی

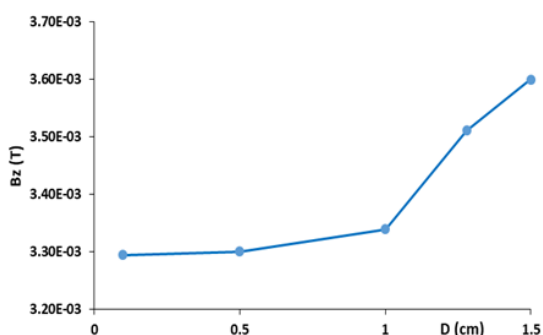
در این مقاله برای طراحی میدان مغناطیسی موضعی با استفاده از واحد الکترومغناطیس نرم‌افزار CST [۷]، ابتدا یک پیچ‌های هلمهولتز با شعاع ۵۰ سانتی‌متر، جریان ۱ آمپر، تعداد دور ۴۰۰، ضخامت ۱۲/۵ سانتی‌متر و پهنای ۲۰ سانتی‌متر طراحی و میدان محوری در راستای محور پیچ‌ها و در فاصله‌ی وسط دو سیم پیچ محاسبه شد. داده‌ها با دقت  $1 \times 10^{-6}$  برحسب تسلا استخراج شده‌اند که میدان مغناطیسی  $29.7 \times 10^{-5}$  تسلا به دست آمد (حالت اول). بار دیگر همین میدان با اضافه شدن یک مغزه از جنس فرومغناطیس با ارتفاع ۹۵/۵ سانتی‌متر به هر سیم‌پیچ طراحی نمودیم. در این حالت میدان مغناطیسی محوری تسلا حاصل شد (حالت دوم) که  $19.32$  برابر حالت قبل شد.

اگر انتهای مغزه‌ها را به هم وصل کنیم میدان محوری تسلا حاصل می‌شود، شکل ۱، که نسبت به حالت بدون مغزه میدان مغناطیسی  $45/8$  برابر و نسبت به حالت دوم  $2/36$  برابر شده است. داده‌ها به منظور مقایسه روی نمودار نیمه‌لگاریتمی رسم شده است (شکل ۲).

کمی دورتر از محور ناشی می شود. اگر پیچه را هلمهولتز در نظر بگیریم میدان حاصل از آن نیرویی در جهت گرادیان به ذرات مغناطیسی واقع در وسط پیچه اعمال می کند که نظیر یک تله عمل کرده و ذرات دارو را در وسط پیچه و بر روی یک خط، گیراندازی می کند.

برای بررسی تاثیر اندازهی قطر مغزه ها یا حجم تومور بر گرادیان میدان، با طراحی میدان مغناطیسی و باریک کردن مغزه های فرو مغناطیسی برای تومور در اندازه های فرضی مختلف (۰/۱، ۰/۵، ۱، ۱/۲۸، ۱/۵) بر حسب سانتی متر، میدان مغناطیسی در راستای محوری محاسبه شد. برای هر ساختار که فاصله ی مغزه ها در آن ها ۱۵ سانتی متر است، گرادیان میدان مغناطیسی در جهت X استخراج شد. داده های میدان مغناطیسی و گرادیان میدان مغناطیسی بر حسب اندازه (قطر مغزه) در شکل های ۴ و ۵ به طور جداگانه رسم شده اند.

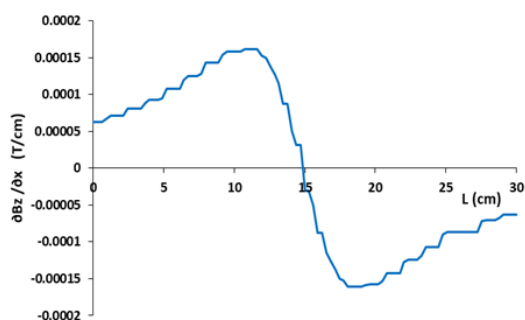
نقاط مشخص شده در شکل ۵ بیانگر گرادیان میدان مغناطیسی متوسط است که از میانگین بیشینه ی گرادیان ناشی از دو قله ی گرادیان در فاصله ی بین لبه ی مغزه ها تا فاصله ی میان مغزه ها حاصل شده است (نظیر شکل ۳).



شکل (۴): میدان مغناطیسی محوری با واحد تسلا بر حسب قطر نوک مغزه ها در نقطه ی  $(z=y=0)$  برای ساختارهایی که مغزه های آن ها در وسط پیچه ۱۵ سانتی متر از یکدیگر فاصله دارند.

تعمیم قضیه ی ارنشاو<sup>۱</sup> در مغناطیس، گیراندازی و تعادل پایدار ذرات مغناطیسی در یک نقطه و تنها توسط میدان مغناطیسی در سه بعد را غیر ممکن می داند [۸].

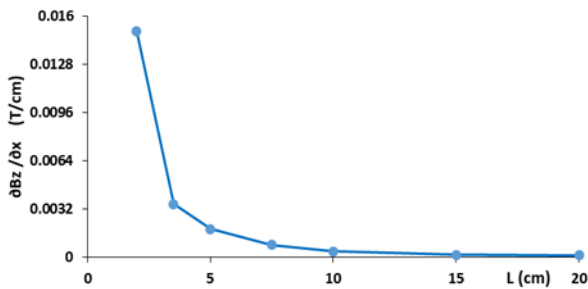
در این پژوهش، برای رفع این مشکل و به منظور گیراندازی و هدایت مغناطیسی مولکول های دارو اثر میدان مغناطیسی در همی موارد برای گیراندازی روی یک خط و در راستای محور پیچه در نظر گرفته شده است. به عنوان نمونه، برای یک تومور فرضی به اندازه ۱/۵ سانتی متر و در عمق کمتر از ۱۵ سانتی متر از پوست بدن، میدان مغناطیسی طراحی و گرادیان میدان در جهت X و در ناحیه ی تومور بر حسب فاصله رسم شده است (شکل ۳).



شکل (۳): گرادیان میدان مغناطیسی محوری (تسلا بر سانتی متر) بر حسب فاصله (سانتی متر) در جهت X و در نقطه ی  $(y = z = 0)$ ، برای ساختاری که در آن فاصله بین مغزه ها ۱۵ سانتی متر و قطر مغزه ها پس از تیز شدن ۱/۵ سانتی متر منظور شده است.

ملاحظه می شود، با این که گرادیان میدان مغناطیسی در وسط مغزه ها به دلیل یکنواختی میدان مغناطیسی در وسط پیچه ها و روی محور آن ها صفر است؛ ولی در فاصله ی بین لبه ی هر مغزه تا وسط مغزه ها یک قله ی گرادیان میدان مغناطیسی حاصل شده است. که این امر از غیر یکنواخت بودن میدان مغناطیسی در راستای عمود بر محور پیچه در وسط آن و

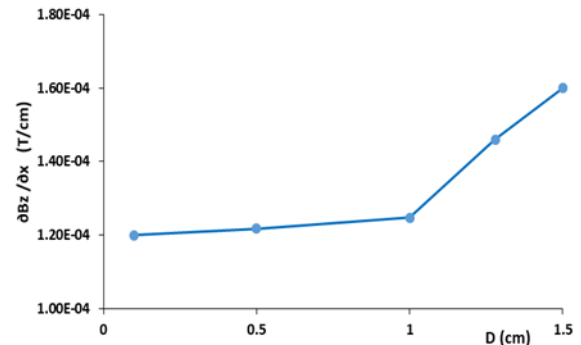
<sup>1</sup> Earnshaws theorem



شکل (۷): گرادیان میدان مغناطیسی (تسلا بر سانتی متر) بر حسب فاصله‌ی مغزه‌ها (سانتی متر) برای ساختارهای متفاوت، در جهت  $x$  و در نقطه‌ی  $(y = z = 0)$ .

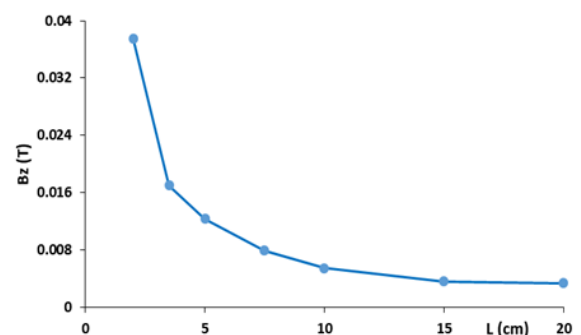
در حالت اخیر، با مقایسه‌ی دو نمودار میدان و گرادیان میدان مغناطیسی، ملاحظه می‌شود هر چه فاصله‌ی مغزه‌ها از هم کمتر باشد، میدان مغناطیسی قوی‌تر و گرادیان میدان مغناطیسی بیشتر و نیروی مغناطیسی بزرگ‌تری خواهیم داشت. به عبارتی هر چه بتوانیم میدان مغناطیسی را به گونه‌ای طراحی کنیم که فاصله‌ی مغزه‌ها تا حد امکان از هم کمتر باشد و ناحیه‌ی تومور را در بر گیرد، میدان و گرادیان میدان و در نهایت نیروی مغناطیسی قوی‌تری جهت تمرکز بهتر دارو خواهیم داشت. می‌توان گفت شکل تجمع داروی حامل بورون درون بافت شبیه تابع گرادیان میدان مغناطیسی خارجی است. یعنی در ناحیه‌ای که گرادیان میدان مغناطیسی بیشتر است، تجمع داروی حامل بورون بیشتر بوده و برعکس.

پس از طراحی و شبیه‌سازی میدان مغناطیسی مناسب با استفاده از نرم‌افزار CST، برای بررسی تاثیر تمرکز (افزایش غلظت) دارو، ناشی از اعمال میدان مغناطیسی خارجی بر دز جذب شده در یک ناحیه‌ی خاص از بدن با استفاده از نرم‌افزار MCNPX دو حالت زیر را در نظر گرفتیم؛ حالت اول: در غیاب میدان مغناطیسی خارجی، کوره‌ای به شعاع ۳ سانتی‌متر حاوی آب به عنوان بافت معادل بدن، که بورون ۱۰ به طور یکنواخت در آن توزیع شده و تحت تابش نوترون‌های حرارتی قرار دارد، شبیه‌سازی شد و دز حاصله بر روی این



شکل (۸): گرادیان مولفه‌ی محوری (z) میدان مغناطیسی در جهت  $x$  بر حسب قطر نوک مغزه‌ها در نقطه‌ی  $(y = z = 0)$ .

با تیز کردن مغزه‌ها در این ساختارها، هر چه نوک مغزه‌ها باریک‌تر و تیزتر باشند، به دلیل نشت شار مغناطیسی، میدان مغناطیسی کمتری حاصل می‌شود (شکل ۸). در یک بررسی دیگر، برای مطالعه‌ی تاثیر عمق تومور بر گرادیان میدان مغناطیسی، برای یک تومور با حجم ثابت و با توجه به عمق و مکان قرارگیری آن، مغزه‌ها را در فاصله‌ی مناسبی تنظیم، هندسه‌ی مناسب را طراحی و میدان مغناطیسی و گرادیان میدان مغناطیسی را محاسبه نموده و رفتار هر یک را بر حسب فاصله‌ی مغزه‌ها مورد بررسی قرار داده‌ایم. برای این امر؛ با در نظر گرفتن قطر ثابت ۱/۵ سانتی‌متر و تنظیم فاصله‌ی مغزه‌ها با اندازه‌های (۳/۵، ۵، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ سانتی‌متر) به طور جداگانه هندسه‌ی میدان طراحی، نمودار میدان و گرادیان میدان بر حسب فاصله‌ی مغزه‌ها در شکل‌های ۶ و ۷ رسم شده‌اند.



شکل (۹): میدان مغناطیسی محوری (راستای z) با واحد تسلا بر حسب فاصله‌ی مغزه‌ها در نقطه‌ی  $(y = z = 0)$ .

ملاحظه می‌شود با تغییر غلظت بورون در یک ناحیه از بافت، دز دریافتی تغییر کرده است و در سلول‌هایی که غلظت بورون افزایش یافته، دز دریافتی بالاتر از دز دریافتی ناحیه‌ی با غلظت یکنواخت (خط نقطه‌چین) قرار گرفته و بعضی از سلول‌ها که غلظت کمتری نسبت به غلظت یکنواخت داشته‌اند دز کمتری داشته‌اند. در حالت توزیع غیریکنواخت بورون در سلول‌ها، از اثرات پوششی لایه‌های سلولی در حین پرتودهی و محاسبه‌ی دز چشم‌پوشی شده است.

از مقایسه‌ی نمودار دز جذب شده بر حسب فاصله و مقایسه‌ی آن با نمودار تغییرات میدان مغناطیسی بر حسب فاصله درمی‌یابیم که: نمودار دز بر حسب فاصله برای حالتی که بورون به طور غیریکنواخت در یک ناحیه توزیع شده است با نمودار تغییرات میدان مغناطیسی هم‌خوان است. یعنی با در اختیار داشتن اندازه و گشتاور مغناطیسی حامل‌های دارو، هر چه میدان مغناطیسی طراحی شده گرادیان میدان مغناطیسی بیشتری جهت تمرکز دارو در یک ناحیه ضایعه تولید کند، میزان دز جذب شده در آن ناحیه افزایش می‌یابد و از آسیب‌رسانی به بافت سالم اطراف آن می‌کاهد.

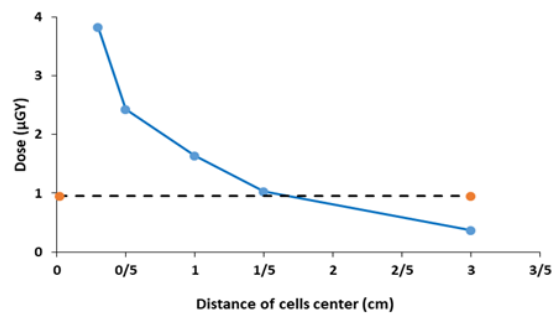
#### ۴. نتیجه‌گیری

در این مقاله با استفاده از نرم افزار CST، پیچ‌هلمهولتز به منظور ایجاد یک میدان مغناطیسی خارجی غیریکنواخت برای تمرکز دارو طراحی شد و برای متمرکز کردن دارو در ناحیه‌ی تومور و در عمق دلخواه، مغزه‌هایی از جنس فرومغناطیس در بین سیم پیچ‌ها در نظر گرفتیم که وجود مغزه‌ها میدان مغناطیسی را چندین برابر قوی‌تر کرده. هر چه فاصله‌ی مغزه‌ها کمتر باشد اندازه گرادیان میدان بیشتر و نیروی مغناطیسی قوی‌تری ایجاد می‌شود. وجود نیروی مغناطیسی قوی سبب می‌شود، اثرات ناشی از نیروهای وارده‌ی دیگر بر داروی درون سیال (خون) خنثی شده و دارو در ناحیه‌ی تومور بیشتر

حجم به دست آمد. حالت دوم: برای نشان دادن تاثیر میدان مغناطیسی خارجی یعنی متمرکز شدن بورون بر دز جذب شده در سلول، توزیع بورون در بافت را غیریکنواخت در نظر گرفته‌ایم.

به همین منظور کره‌هایی به شعاع‌های  $0/3$ ،  $0/5$ ،  $1$ ،  $1/5$  و  $3$  سانتی‌متر، متشکل از آب و بورون تعریف شد که با بزرگ‌تر شدن سلول‌ها غلظت بورون در سلول‌ها کمتر لحاظ شد؛ به گونه‌ای که در کره‌های از شعاع  $0/3$  تا  $1/5$  سانتی‌متر که بیانگر ناحیه‌ی ضایعه یا تومور است، جهت معادل‌سازی تمرکز دارو توسط میدان مغناطیسی خارجی در یک ناحیه غلظت بورون در آن‌جا بیشتر در نظر گرفته شد. در نهایت دز حاصل از تابش نوترون‌های حرارتی بر هر سلول را به طور جداگانه به دست آوردیم.

نمودار دز بر حسب فاصله از مرکز سلول‌ها در شکل ۸ رسم شده است، که در آن دز بر حسب میکروگری ( $\mu\text{Gy}$ ) و فاصله از مراکز سلول‌ها بر حسب سانتی‌متر (cm) محاسبه شده‌اند.



شکل (۸): دز دریافتی بر حسب فاصله از مرکز سلول‌ها. خط ثابت (نقطه‌چین) بیانگر دز دریافتی بافت معادل بدن بر اثر تابش نوترون‌های حرارتی در حالتی است که توزیع بورون در آن یکنواخت منظور شده است. نقاط آبی رنگ که با خط‌های آبی و جهت هدایت چشم به هم وصل شده‌اند، بیانگر دز حاصل از توزیع غیریکنواخت بورون در سلول‌های معادل بافت هستند. در حالت توزیع غیریکنواخت بورون در بافت با افزایش شعاع سلول‌ها و کاهش غلظت بورون دز دریافتی کمتر شده است.



دهی کاسته می‌شود. امید است؛ که این روش بتواند به صورت یک روش درمانی نوین و مطلوب در جامعه پزشکی کشور عزیزمان ایران اسلامی مورد استفاده واقع شود.

متمرکز گردد. در این حالت غلظت بورون در ناحیه‌ی تومور بیشتر شده و دز دریافتی ناشی از تابش نوترون‌های حرارتی در این ناحیه نسبت به بافت اطراف تومور بیشتر می‌شود و از آسیب‌رسانی به بافت‌های سالم اطراف تومور در حین پرتو

## ۵. مراجع

- [1] Wolfgang A.G. Sauerwein and Ray L. Moss. "Requirements for Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) at a nuclear research reactor". European Communities , (2009) pp 125.
- [2] B.Shapiro,S.Kulkarni,A.Nacev,S.Muro,P.V.Stepanov and I.N.Weinberg "Open challenges in magnetic drug targeting",WIREs Nanomedicine and Nanobiotechnology (2014).
- [3] Veisheh O. Gunn J.W., Zhang M., "Design and fabrication of magnetic nanoparticles for targeted drug delivery and imaging", Adv. Drug Deliv. Rev., 62 (2010) 284–304.
- [4] A. Nacev, C. Beni, O. Bruno, B. Shapiro, "The behaviors of ferromagnetic nano-particles in and around blood vessels applied under magnetic fields". Journal of magnetism and magnetic material 323 (2011) 651-668.
- [5] E. M. Cherry, J. K. Eaton, A comprehensive model of magnetic particle motion during magnetic drug targeting, International Journal of Multiphase Flow, Vol. 59 (2014) pp.173-185.
- [6] B. Gleich, N. Hellwig, H. Bridell, R. Jurgons, C. Seliger, C. Alexiou, B. Wolf, T. Weyh, "Design and evaluation of magnetic fields for nanoparticle drug targeting in cancer" IEEE Transactions on nanotechnology Vol. 6 (2007) 164-170.
- [7] CST STUDIO SUITE users Manual ;See also www.cst.
- [8] A. Nacev, I. N. Weinberg, P. Y. Stepanov, S. Kupfer, L. O. Mair, M. G. Urdaneta, M. Shimoji, zS. T. Fricke, and B. Shapiro "Dynamic Inversion Enables External Magnets To Concentrate Ferromagnetic Rods to a Central Target". Nano Lett. 15 (2014) 359-364.