



## ارایه روشی نوین جهت هدایت سلول‌های بنیادی مغناطیسی به آسیب نخاعی با استفاده از ترکیب آهن‌رباها

فاطمه مختاری<sup>۱\*</sup>، مجید پولادیان<sup>۱</sup> و امیر شاملو<sup>۲</sup>

۱. گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

۲. گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

\*نویسنده مسئول: fatemeh.mokhtari@srbiau.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۰۶/۰۵ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۰۸/۱۶

### چکیده

تحویل سلول‌های بنیادی مغناطیسی روشی امیدوارکننده برای تصویربرداری و بازتولید سلول‌های آسیب دیده است. برای افزایش دقت در رساندن سلول‌های بنیادی به بافت هدف، به یک سیستم مغناطیسی دقیق و مقرون به صرفه نیاز است. در این تحقیق روشی برای چیدمان آهن‌رباها برای بهبود کارایی انتقال سلول‌های بنیادی طراحی شده است. اثرات این آهن‌رباها بر روی حرکت سلول‌های بنیادی مورد بررسی قرار گرفته است. از تعداد مختلف آهن‌ربا با چیدمان متنوع برای انتقال سلول‌های بنیادی استفاده شده و با یکدیگر مقایسه شدند. در این تحقیق بر روی سه دسته از سلول‌های بنیادی تولید کننده عصب شامل سلول‌های بنیادی مزانشیمی مغز استخوان، سلول‌های بنیادی عصب و سلول‌های بنیادی پرتوان القایی تمرکز شده است. نتایج نشان می‌دهد که آرایش آهن‌رباهای چهارتایی که آهن‌رباهای کناری قطب‌های مخالف دارند عملکرد دقیق‌تری در رساندن هر سه دسته سلول‌های بنیادی به محل آسیب دارد. سیستم مغناطیسی طراحی شده می‌تواند دقت تحویل سلول‌های بنیادی مختلف در نخاع را نسبت به روش‌های قبلی بهبود بخشد. همچنین نتایج نشان می‌دهد که روش پیشنهادی بر روی دسته سلول‌های بنیادی عصب کارایی بالاتری نسبت به دسته‌های دیگر دارد. این روش می‌تواند جایگزینی خوب برای روش‌های تهاجمی از جمله جراحی باشد.

**کلمات کلیدی:** آهن‌ربا، تحویل، نانوذرات مغناطیسی، نخاع، سلول‌های بنیادی.

### مقدمه

نانوذرات مغناطیسی در تحویل سلول‌های بنیادی هدفمند و تصویربرداری زیست‌پزشکی استفاده می‌شود [۱]. میرزا و همکاران [۲] نانوذرات مغناطیسی ارائه کردند که در زمینه‌های تشخیص، تحویل سلول‌های بنیادی هدفمند و درمان بیماری‌های مختلف مانند بیماری‌های قلبی عروقی و سرطان کاربرد دارد. در تحقیق آنها روش‌های متعدد طراحی، سنتز و استفاده از نانوذرات در تشخیص بیماری و تحویل سلول‌های بنیادی هدفمند ارائه شده است. اسپولا و همکاران [۳] یک سیستم مغناطیسی برای درمان سرطان ارائه کردند. در این سیستم از هدایت نانوذرات مغناطیسی به سمت تومور برای درمان سرطان استفاده می‌شود. در تحقیق ایشان بیان گردید که با انتخاب هوشمندانه روش سنتز می‌توان ابعاد و سطح خاص نانوذرات را کنترل کرد و استفاده از میدان مغناطیسی داخلی در هدف قرار دادن سلول‌های سرطانی بسیار دقیق است. همچنین راه‌های مختلف هایپرترمی مورد بررسی قرار گرفت. عبیدی و همکاران [۴] روشی برای تحویل داروهای پاکلیتاکسل توسط نانوذرات مغناطیسی ارائه کردند. در این روش نانوذرات با پاکلیتاکسل و پلی‌اتیلن‌گلیکول پوشانده شدند. نانوذرات مغناطیسی توسط طول موج‌های لیزر مختلف برای کنترل غلظت سطح، شکل و اندازه ساخته شدند. سپس ذرات توسط گیرنده‌هایی که فولات را هدف قرار می‌دهند، فعال می‌شوند. نتایج آزمایشات حیوانی نشان داد که اندازه تومور با این روش به میزان قابل توجهی کاهش می‌یابد. تمام یافته‌ها پتانسیل نانوذرات پیشنهادی را به عنوان یک عامل درمانی ضد تومور نشان دادند. کیائو و همکاران [۵] استفاده از نانوذرات اکسید آهن مغناطیسی برای دارورسانی به مغز را پیشنهاد کردند. در تحقیق آنها روش‌های سنتز نانو ذرات مغناطیسی با پلیمرهای زیست‌سازگار مورد بحث قرار گرفت. همچنین، اشکال جدید تصویربرداری مدل حیوانی و تحویل



داروی مغناطیسی مقایسه شد. در نهایت، چالش‌های باقی‌مانده برای سیستم‌های انتقال نانو داروی مغناطیسی به مغز مشخص شده است. همت و همکاران [۶] روشی برای دارورسانی در صرع با استفاده از نانوذرات مغناطیسی ارائه نمودند. در این روش، متغیرهای نسبت هیدروکسید آمونیوم به آب، بتا سیکلودکسترتین، زمان اختلاط و نسبت جرم دارو در ساخت نانوذرات مغناطیسی بهینه شدند. کارایی روش پیشنهادی در مدل حیوانی مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان داد که این روش ۸۰ درصد کارایی در به دام انداختن و توزیع ذرات دارد. نتایج آزمایش‌های مدل حیوانی راندمان تحویل دارو را در حضور یک آهن‌ربا خارجی ساده نشان داد. این سیستم دارورسانی را می‌توان در موارد اورژانسی صرع توصیه کرد. زیارانی و همکاران [۷] روشی برای تحویل دارو با استفاده از مغناطیسی توخالی ارائه کردند. مورفولوژی توخالی به دلیل چگالی کم، جداسازی مغناطیسی، اندازه منافذ بزرگ و سطح بالای آن گزینه خوبی برای تحویل دارو است. تجزیه و تحلیل سوات<sup>۱</sup> برای درک روش-های سنتز نانومواد مغناطیسی توخالی استفاده شد. همچنین سنتز ذرات توخالی مغناطیسی با رویکردهای مختلف بررسی گردید و کنترل و تنظیم همزمان شکل و اندازه ذرات مورد بررسی قرار گرفت. ویدیانتی و همکاران [۸] یک نانوحامل برای بهبود اثربخشی داروهای ضد تومور ارائه کردند. نانوذرات مغناطیسی پیشنهادی با اسید فولیک عامل‌دار شده و با مواد شیمیایی تری کلرید آهن و دی کلرید آهن با آمونیوم هیدروکسید سنتز می‌شوند. سپس نانوذرات مغناطیسی با آلومین سرم گاوی پوشانده شده و با دوکسوروبیسین بارگذاری می‌شوند. نتایج نشان داد که نانوذرات مغناطیسی پیشنهادی کارایی بالایی در استفاده به عنوان نانوحامل در سیستم‌های دارورسانی دارند.

در این تحقیق، از پیکربندی‌های مختلف آهن‌ربا دائمی برای هدایت سلول‌های بنیادی مغناطیسی به هدف در نخاع استفاده شده است. آرایش‌های مختلفی از آهن‌رباهای دائمی برای تحویل سلول‌های بنیادی توسط نانوذرات مغناطیسی در نظر گرفته شده است. سلول‌های بنیادی متنوعی برای تولید عصب در ستون فقرات وجود دارد که در تحقیقات پیشین نتایج خوبی داشته‌اند. در این تحقیق بر روی سه دسته از سلول‌های بنیادی تولید کننده عصب تمرکز شده است: سلول‌های بنیادی مزانشیمی مغز استخوان، سلول‌های بنیادی عصب و سلول‌های بنیادی پرتوان القایی. نتایج توزیع میدان مغناطیسی این آرایش‌ها در محل هدف مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرد و بهترین آرایش برای بهبود کارایی تحویل سلول‌های بنیادی در محل هدف انتخاب می‌شود.

## مواد و روش‌ها

### هندسه مورد مطالعه

زخم روی ناحیه  $L_1$  در نظر گرفته می‌شود و سلول‌های بنیادی در فاصله ۲۰ میلی‌متری از زخم تزریق می‌شوند. نخاع ایده‌آل انسان به عنوان یک استوانه در نظر گرفته می‌شود. سلول‌های بنیادی از سمت راست سیلندر وارد شده و توسط آهن‌ربا هدایت می‌شوند. آهن‌ربا در سمت چپ جایی که زخم قرار دارد تعبیه شده است. سلول‌های بنیادی در مایع مغزی نخاعی حرکت می‌کنند و توسط یک میدان مغناطیسی خارجی هدایت می‌شوند. مدل‌سازی هندسی نخاع از  $L_4$  تا  $L_1$  با طول  $L=20$  میلی‌متر در نظر گرفته شده است. محل تزریق در ماده سفید ناحیه  $L_4$  است. فاصله بین نخاع تا پوست ۳۰ میلی‌متر در نظر گرفته شده و آهن‌ربا روی پوست تعبیه شده است. برای شبیه‌سازی خطوط میدان مغناطیسی، ناحیه‌ای در اطراف آهن‌ربا بسته در نظر گرفته می‌شود. زخمی به قطر ۰/۱ میلی‌متر در نخاع در نظر گرفته می‌شود. برای شبیه‌سازی خطوط میدان مغناطیسی، ناحیه‌ای در اطراف آهن‌ربا بسته در نظر گرفته می‌شود. فاصله عمیق از پوست انسان تا نخاع، داشتن یک هدف گیری عمیق مغناطیسی را ضروری می‌کند. در این تحقیق بر روی سه دسته از سلول‌های بنیادی تولید کننده عصب تمرکز شده است: سلول‌های بنیادی مزانشیمی مغز استخوان با اندازه ۱۶ تا ۱۹ میکرومتر، سلول‌های بنیادی عصب با اندازه ۱۰۰ تا ۲۰۰ میکرومتر و سلول‌های بنیادی پرتوان القایی با اندازه ۱۰ تا ۳۰ میکرومتر.

<sup>1</sup>SWOT



## مدل دینامیکی

در این بخش به فرمول‌بندی مسئله پرداخته می‌شود. نیروهای وارد بر یک ذره در مایع مغزی نخاعی به صورت زیر تعریف می‌شود [۹].

$$Mp \frac{dv}{dt} = F_m + F_d + F_g + F_l + F_b + r + d \quad (1)$$

به طوری که  $Mp$  جرم ذرات،  $v$  سرعت ذرات،  $F_m$  نیروی مغناطیسی،  $F_l$  نیروی بالابر هیدرودینامیکی،  $r$  نیروی براونی تصادفی،  $F_d$  نیروی کشش هیدرودینامیکی،  $F_b$  نیروی شناور و  $d$  نیروهای برهمکنش ذرات هستند. نیروی برهمکنش ذرات  $d$  کوچک است و در معادله نیروها می‌توان آن را نادیده گرفت. برای ذرات در محدوده اندازه زیر میکرون و سرعت جریان کم، نیروی شناوری و بالابر در معادله نیروها نیز ناچیز است و در برابر نیروی کشش هیدرودینامیکی و مغناطیسی ناچیز است. همچنین اینرسی ذرات به دلیل جرم ذرات کم و کشش نسبتاً بالا از بین می‌رود [۱۰].

نیروی گرانش به صورت زیر تعریف شده است.

$$f_g = -v_p(\rho_p - \rho_f)g\hat{z} \quad (2)$$

در جایی که  $\rho_p$  و  $\rho_f$  چگالی ذرات و سیال هستند.  $g$  گرانش زمین با مقدار  $9.8 \text{ m/s}^2$  و  $v_p$  حجم هیدرودینامیک ذرات است. در این مدل، جهت  $z$  به عنوان نیروی گرانش تعریف می‌شود. ذرات پارامغناطیس اگر در میدان مغناطیسی خارجی کوچک باشند را می‌توان به عنوان نقطه دوقطبی مدل کرد. میدان‌های الکترومغناطیسی از معادلات ماکسول پیروی می‌کنند [۱۱].

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{j} \quad (3)$$

$$\nabla \times \vec{B} = 0 \quad (4)$$

$$\vec{B} = \mu_0(\vec{H} + \vec{M}) = \mu_0(\vec{H} + \chi\vec{H}) \quad (5)$$

در اینجا  $B$  میدان مغناطیسی،  $H$  شدت میدان مغناطیسی،  $M$  مغناطش جریان،  $\chi$  حساسیت مغناطیسی و  $\mu_0$  نفوذپذیری خلاء است [۱۲]. نیروی مغناطیسی روی یک ذره به صورت زیر تعریف می‌شود [۱۳].

$$\vec{F}_M = \frac{4\pi a^3}{3} \frac{4\pi a^3}{(1+\chi/3)} \left[ \frac{d\vec{H}}{d\vec{x}} \right]^T \vec{H} = \frac{2\pi a^3}{3} \frac{\mu_0 \chi}{(1+\chi/3)} \nabla(|H|^2) \quad (6)$$

جایی که  $\nabla$  عملگر گرادینان  $[1/m]$  است،  $a$  شعاع ذره  $[m]$  و  $T$  انتقال ماتریس است. در حالی که ذره اشباع است، نیروی وارد بر ذره به صورت تعریف می‌شود.

$$\vec{F}_M = \frac{4\pi a^3}{3} \frac{4\pi a^3}{(1+\chi/3)} \left[ \frac{d\vec{H}}{d\vec{x}} \right]^T \vec{M}_{\text{sat}} \quad (7)$$

که  $\vec{M}_{\text{sat}}$  مغناطش اشباع شده ذره می‌باشد. نیروی مغناطیسی اعمال شده بر حجم هر عنصر مغناطیسی به صورت زیر است [۱۴].

$$\vec{F}_M = \frac{2\pi a^3}{3} \frac{\mu_0 \chi}{(1+\chi/3)} C \nabla(|H(x, y)|^2) = Ck \nabla(|H(x, y)|^2) \quad (8)$$

که  $C$  غلظت ذرات  $[number/m^3]$  است. انتقال سلول‌های بنیادی از طریق فضای بینابینی بافت توسط انتشار و همرفت کنترل می‌شود [۱۴].

$$\frac{\partial}{\partial t} C(x, y, t) = -\nabla \cdot [-D_{\text{Tot}} \nabla C + C \vec{V}_C(y) + CU] \quad (9)$$



در اینجا  $\vec{V}_c$  سرعت CSF است. عبارت اول غلظت فروسیال، عبارت دوم انتشار، عبارت سوم همرفت CSF و عبارت چهارم رانش مغناطیسی است. برای حل معادله (۹) از روش حجم محدود استفاده شده است. مقدار و جهت میدان مغناطیسی تولید شده توسط آهن‌رباها باعث حرکت ذرات مغناطیسی می‌شود. در این مطالعه، تأثیر آرایش‌های مختلف آهن‌ربا دائمی بر انتقال سلول‌های بنیادی مورد بررسی قرار گرفته است. در این تحقیق آرایش متفاوت یک تا چهار آهن‌ربا در نظر گرفته شده است.

## نتایج

در این پژوهش، انتقال مغناطیسی سلول‌های بنیادی مورد توجه و بحث قرار گرفته است. ترتیب مختلفی از آهن‌ربا دائمی NdFeB تعبیه شده در بالای زخم برای هدایت سلول‌های بنیادی به سمت آسیب در نظر گرفته شده است. نرم‌افزار متلب و FEATool multiphysics برای شبیه‌سازی انتقال سلول‌های بنیادی در نخاع و ارزیابی پیکربندی آهن‌رباها استفاده می‌شود. ثابت‌های شبیه‌سازی در جدول (۱) نشان داده شده است.

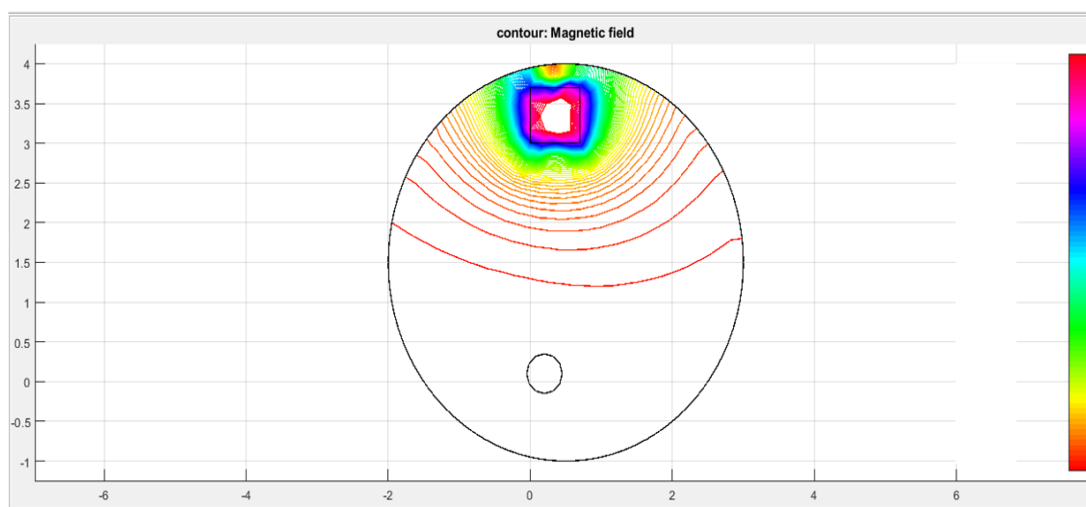
جدول ۱: ثابت‌های شبیه‌سازی

متغیر	مقدار	واحد
Particle density ( $\rho_p$ )	۷۸۷۰	Kg/m <sup>3</sup>
Number of particles	۱۰۰۰	
Particle Saturation magnetization(Msp)	$4/78 \times 10^5$	A/m
Flow viscosity ( $\mu$ )	۰/۰۰۱	N.sec/m <sup>2</sup>
Flow density ( $\rho$ )	۰/۵۹	Kg/m <sup>3</sup>
permeability of a vacuum ( $\mu_0$ )	$4\pi \times 10^{-7}$	N/A <sup>2</sup>
Csf velocity (Vf)	۱۰	Mm/s
susceptibility of the fluid ( $\chi_f$ )	۰	
susceptibility of the particle ( $\chi_p$ )	۲۰	
Shear rate ( $\dot{\gamma}$ )	۱۰	s-1
Solid fraction (f)	%۴۰	
Spinal cord diameter (d)	۱۵	mm
White matter diameter	۶	mm
Distance between l1 to l4	۲۰	mm
Distance between spinal cord to the skin	۳۰	mm
$k_B$	$1/38 \times 10^{-23}$	M <sup>2</sup> kg s <sup>-2</sup> k <sup>-1</sup>
Spinal cord in L1 diameter	۷	mm
wound diameter	۰/۱	mm

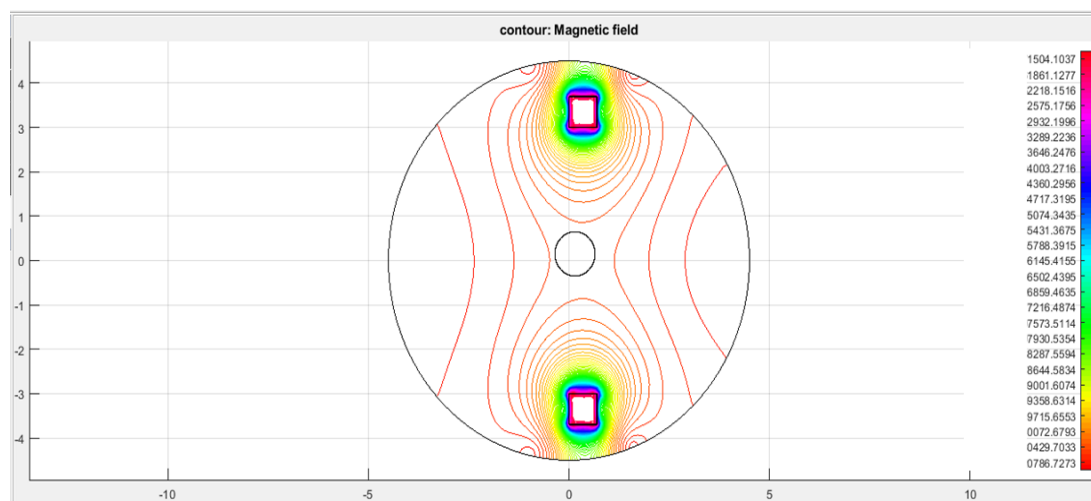
اولین ترتیب قرار دادن آهن‌ربا درست بالای محل زخم است که چیدمان مدل اول می‌باشد. در مدل دوم از دو آهن‌ربا استفاده شده است که در دو طرف محل مورد نظر در جهت مخالف با زاویه ۱۸۰ درجه قرار می‌گیرند. در مدل سوم از سه آهن‌ربا استفاده شده است که در سه جهت زخم با زاویه ۹۰ درجه قرار دارند. در مدل چهارم از چهار آهن‌ربا استفاده شده است که با یکدیگر زاویه ۴۵ درجه دارند. آهن‌رباها مربعی با ضلع ۰/۷ میلی‌متر در نظر گرفته می‌شوند و فاصله بین نخاع تا آهن‌ربا ۳۰ میلی‌متر در نظر گرفته می‌شود. دو حالت برای آهن‌رباهای سه گانه در نظر گرفته شده است. در حالت اول، تمام آهن‌رباها دارای قطبیت یکسان هستند و در حالت دوم، آهن‌رباهای مجاور دارای قطب مخالف هستند. سه حالت برای آهن-



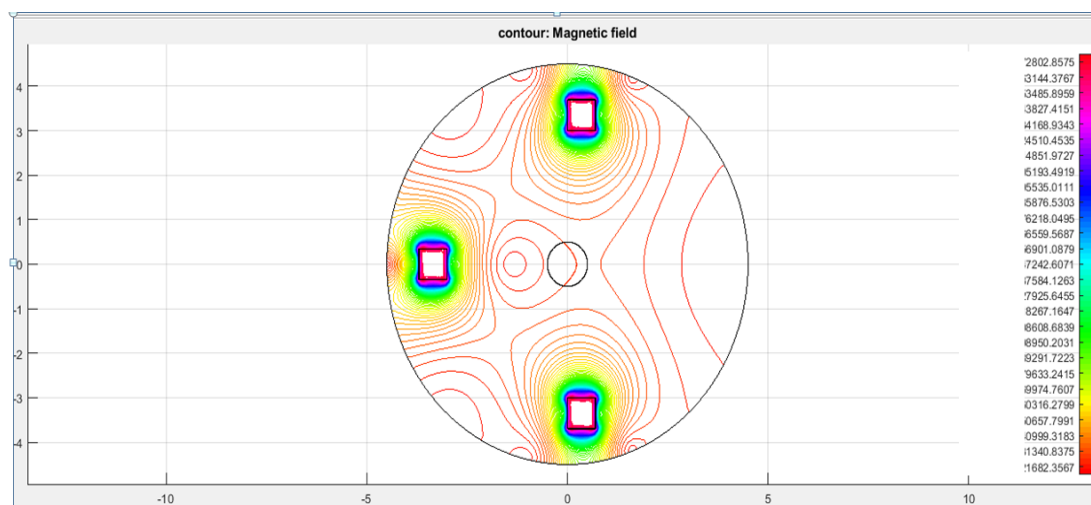
رباهای چهارتایی در نظر گرفته شده است. در حالت اول، تمام آهن‌رباها دارای قطب یکسان و در حالت دوم، آهن‌رباهای مجاور دارای قطب مخالف و در حالت سوم، دو آهن‌ربای اولیه و نهایی دارای قطب یکسان و دو آهن‌ربای میانی دارای قطب یکسان هستند. در شکل (۱) میدان مغناطیسی آرایش آهن‌ربایی یک، دو، سه و چهارتایی نشان داده شده است. شکل (۱-الف) میدان مغناطیسی آرایش یک آهن‌ربا اشاره دارد، شکل (۱-ب) میدان مغناطیسی آرایش دو آهن‌ربایی، شکل (۱-ج) میدان مغناطیسی آرایش سه آهن‌ربایی حالت اول اشاره دارد، شکل (۱-د) به میدان مغناطیسی آرایش سه آهن‌ربایی حالت دوم اشاره دارد، شکل (۱-ر) میدان مغناطیسی آرایش چهار آهن‌ربایی حالت اول، شکل (۱-س) به میدان مغناطیسی آرایش چهار آهن‌ربایی حالت دوم و شکل (۱-ص) به میدان مغناطیسی آرایش چهار آهن‌ربایی حالت سوم اشاره دارد.



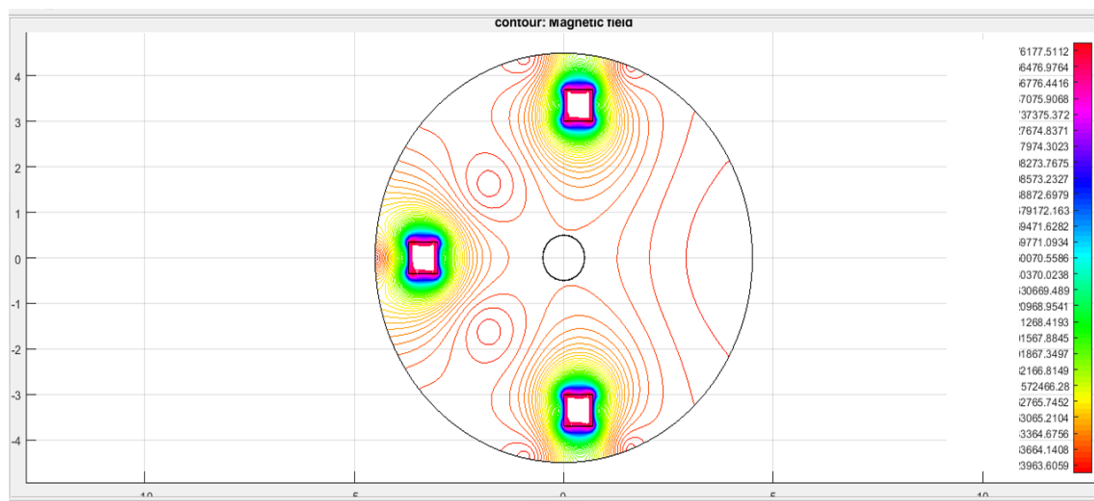
(الف)



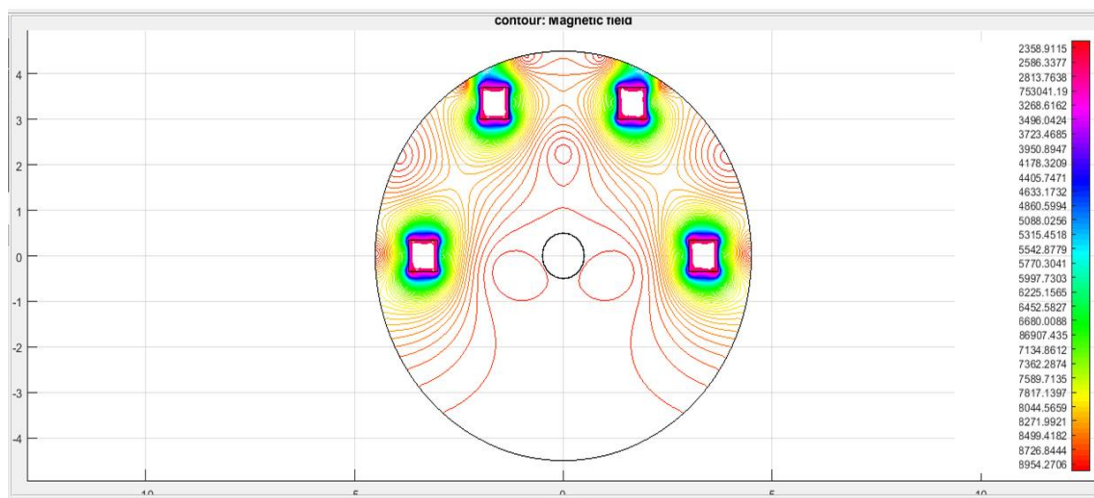
(ب)



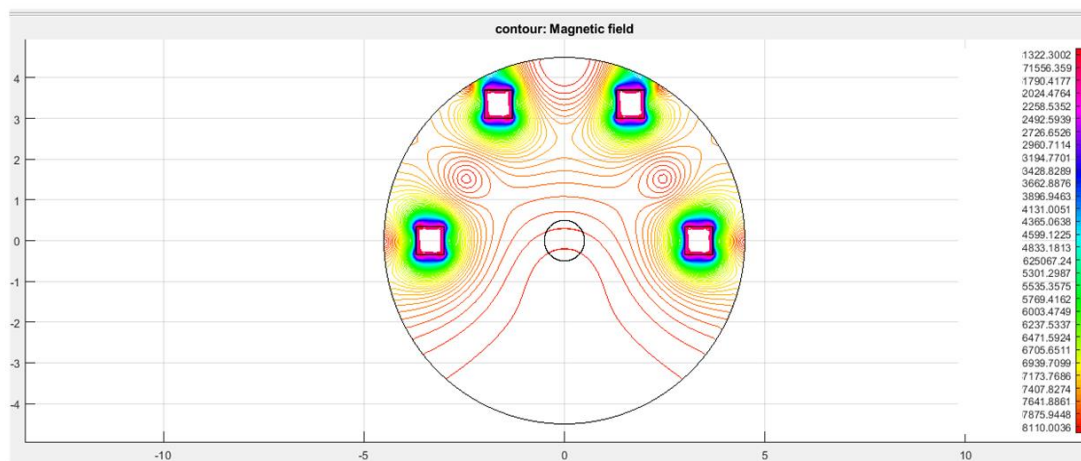
(ج)



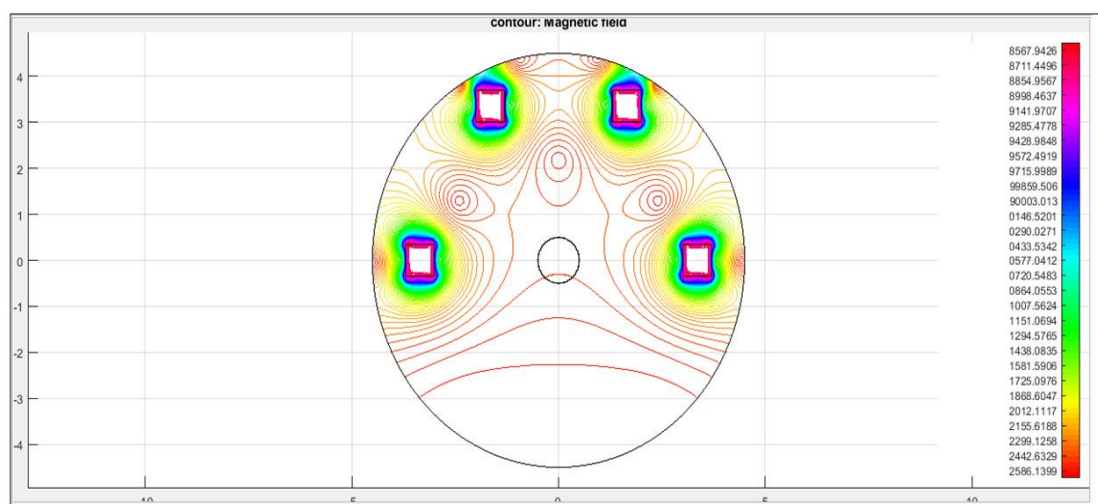
(د)



(ه)



(س)



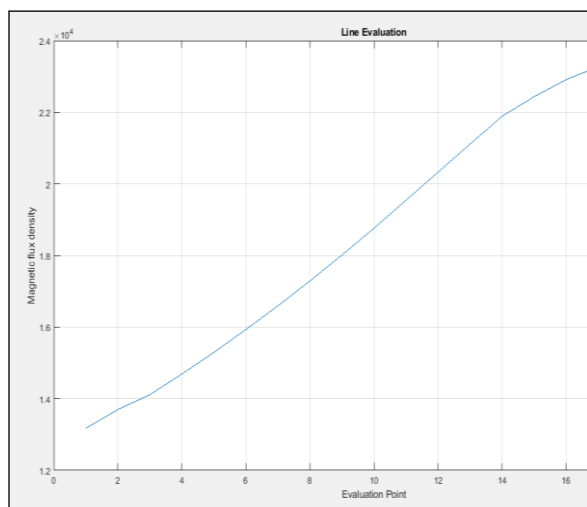
(ص)

شکل ۱: میدان مغناطیسی آرایش مختلف آهن‌رباها

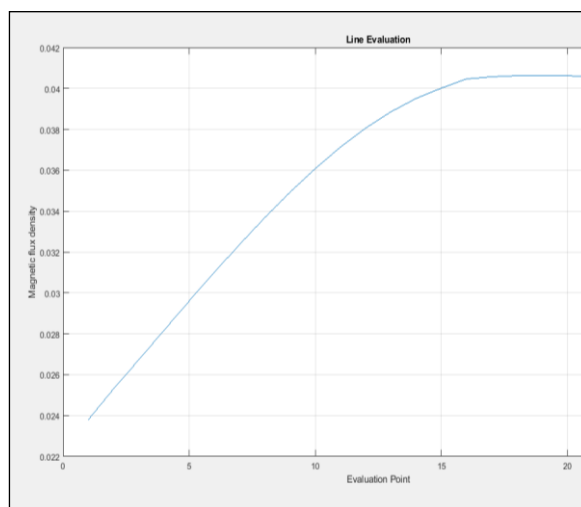
شکل (۲) ارزیابی خطی چگالی شار مغناطیسی از محل تزریق تا هدف را در آرایش‌های مختلف آهن‌ربایی نشان می‌دهد. شکل‌ها نشان می‌دهند که در آرایش یک آهن‌ربا، شدت مغناطیسی بیشتر است، اما در آرایش چندین آهن‌ربا، پایداری مغناطیسی بیشتری وجود دارد که باعث تمرکز بیشتر در هدایت سلول‌های بنیادی مغناطیسی به مقصد می‌شود. در شکل چهار آهن‌ربا حالت اول، نوسانات میدان مغناطیسی بیشتری دیده می‌شود. در این شکل چگالی شار مغناطیسی آرایش آهن‌ربایی یک، دو، سه و چهارتایی از مبدا تا مقصد را نشان داده شده است.

شکل (۲-الف) به چگالی شار مغناطیسی آرایش یک آهن‌ربا اشاره دارد، شکل (۲-ب) به چگالی شار مغناطیسی آرایش دو آهن‌ربایی، شکل (۲-ج) به چگالی شار مغناطیسی آرایش سه آهن‌ربایی حالت اول اشاره دارد، شکل (۲-د) به چگالی شار مغناطیسی آرایش سه آهن‌ربایی حالت دوم اشاره دارد، شکل (۲-ر) به چگالی شار مغناطیسی آرایش چهار آهن‌ربایی حالت اول، شکل (۲-س) به چگالی شار مغناطیسی آرایش چهار آهن‌ربایی حالت دوم اشاره دارد.

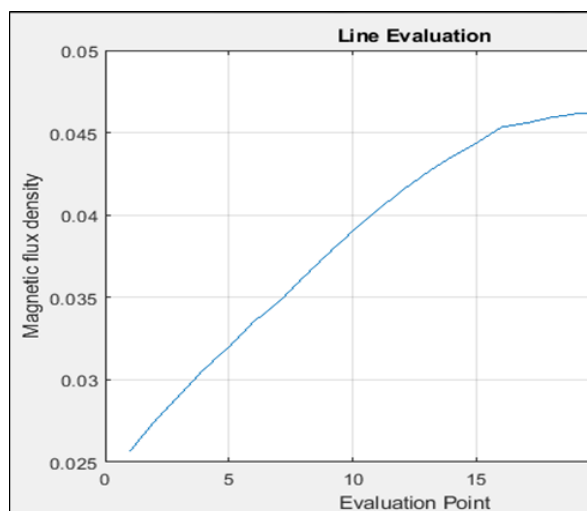




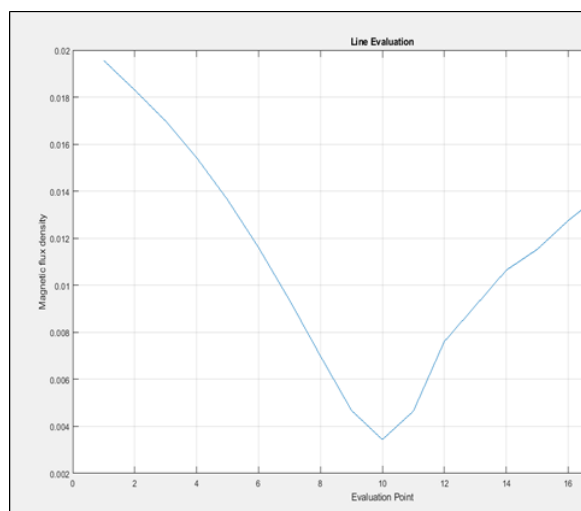
(الف)



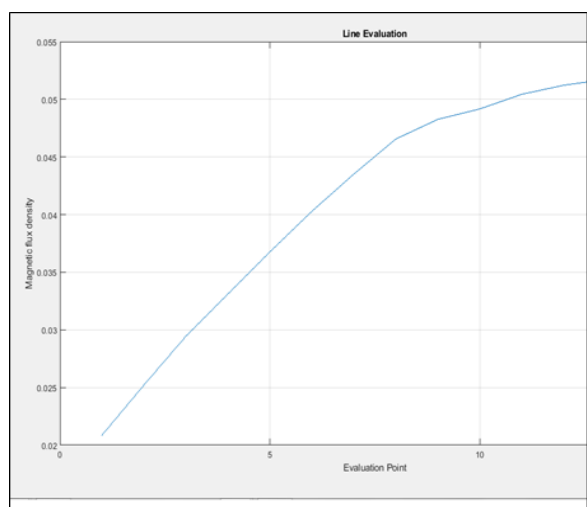
(ب)



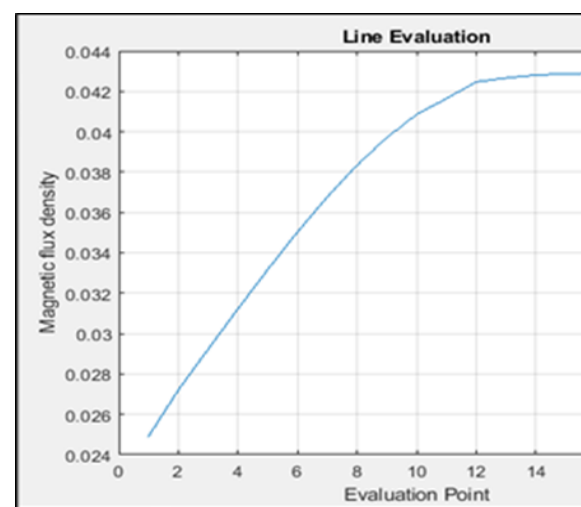
(ج)



(د)



(ر)



(س)

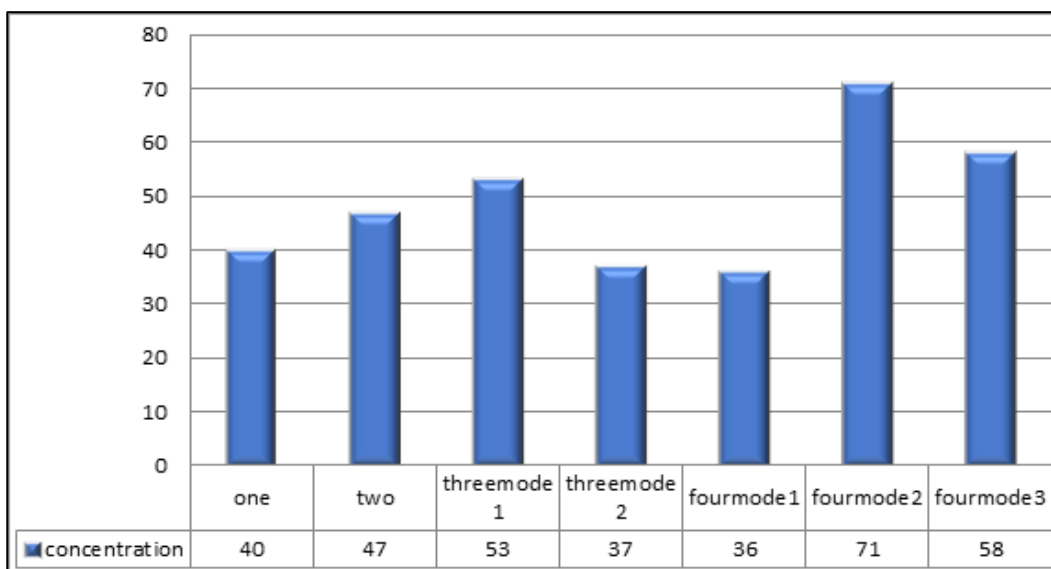
شکل ۲: چگالی شار مغناطیسی از محل تزریق تا هدف در آرایش‌های مختلف آهن‌ربایی





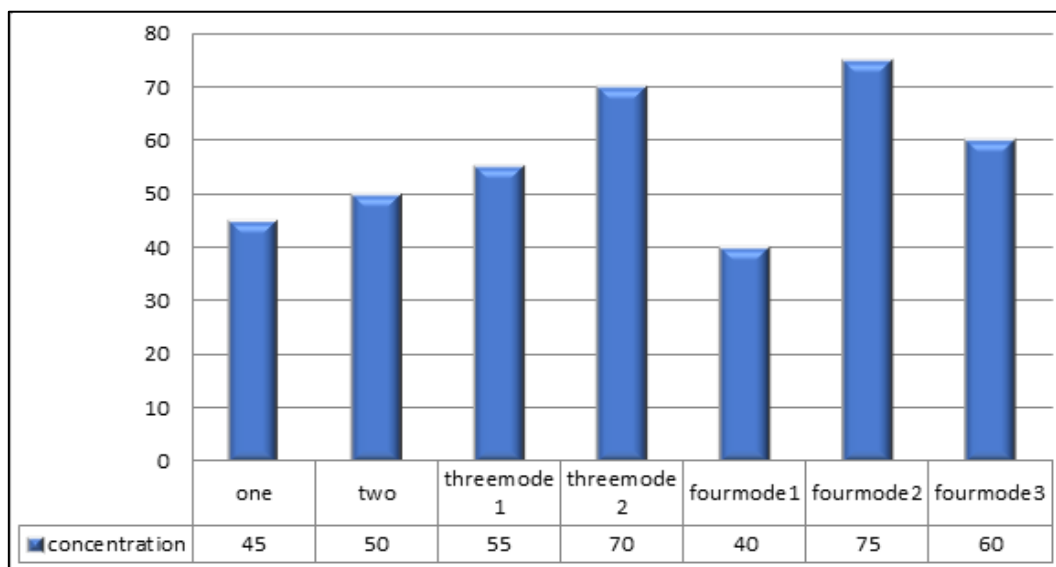
برای مقایسه کارایی مدل‌ها، درصد غلظت سلول‌های بنیادی در محل هدف در آرایش‌های مغناطیسی مختلف تحلیل می‌شود.

غلظت سلول‌های بنیادی آرایش آهن‌رباها برای سلول‌های بنیادی مختلف مورد بررسی قرار می‌گیرد. شکل (۳) غلظت سلول‌های بنیادی مزانشیمی مغز استخوان با اندازه میانگین ۱۷ میکرومتر با چیدمان پیشنهادی آهن‌ربا را نشان می‌دهد.



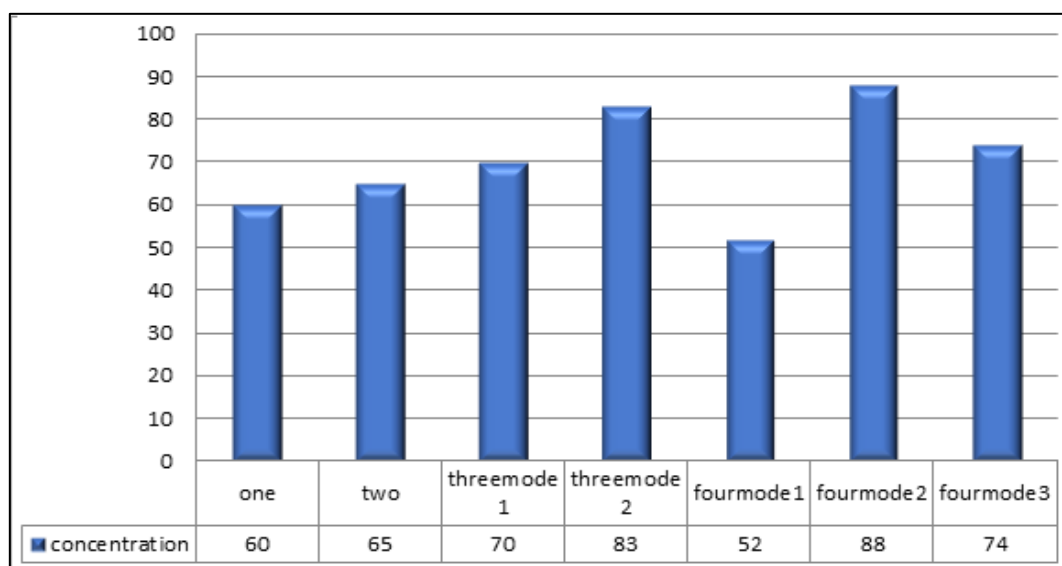
شکل ۳: غلظت سلول‌های بنیادی مزانشیمی مغز استخوان

غلظت سلول‌های بنیادی آرایش آهن‌رباها برای سلول‌های بنیادی مختلف مورد بررسی قرار می‌گیرد. شکل (۴) غلظت سلول‌های بنیادی پرتوان القایی با میانگین اندازه ۲۰ میکرومتر با چیدمان پیشنهادی آهن‌ربا را نشان می‌دهد.



شکل ۴: غلظت سلول‌های بنیادی پرتوان القایی با میانگین اندازه ۲۰ میکرومتر

غلظت سلول‌های بنیادی آرایش آهن‌رباها برای سلول‌های بنیادی مختلف مورد بررسی قرار می‌گیرد. شکل (۵) غلظت سلول‌های بنیادی عصب با اندازه میانگین ۱۵۰ میکرومتر با چیدمان پیشنهادی آهن‌ربا را نشان می‌دهد.



شکل ۵: غلظت سلول‌های بنیادی عصب با اندازه میانگین ۱۵۰ میکرومتر

شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهند که حالت دوم چهار آهن‌ربایی بهتر از دیگر آرایش‌های آهن‌ربایی در هر سه دسته سلول‌های بنیادی عمل می‌کند. علاوه بر این، حالت سه آهن‌ربایی حالت دوم نتیجه‌ای نزدیک به حالت چهار آهن‌ربایی در هر سه دسته سلول‌های بنیادی دارد. در این دو آرایش آهن‌رباها می‌توانند با دقت بیشتری نسبت به مدل‌های دیگر روی هدف متمرکز شوند و می‌توانند کارایی انتقال سلول‌های بنیادی را افزایش دهند. شکل‌ها نشان می‌دهد که روش پیشنهادی بر روی دسته سلول‌های بنیادی عصب کارایی بالاتری نسبت به دسته سلول‌های دیگر دارد. به نظر می‌رسد غلظت سلول‌های بنیادی مزانشیمی مغز استخوان از بقیه سلول‌ها کمتر می‌باشد.

### نتیجه‌گیری

با توجه به ماهیت ظریف فضای طناب نخاعی، تحویل و رهاسازی سلول‌های بنیادی غیر تهاجمی یک موضوع جدی است. در این مقاله به انتقال سلول‌های بنیادی توسط میدان مغناطیسی پرداخته شده است. در این مقاله روشی مناسب برای انتقال سلول‌های بنیادی و سلول‌ها به قسمت‌های حساس نخاع ارائه می‌شود. در این مطالعه، راه حلی برای بهبود کارایی انتقال سلول‌های بنیادی با نانوذرات مغناطیسی در نخاع انسان پیشنهاد شده است. برای این منظور، آرایش‌های مختلف آهن‌رباهای دائمی مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرند. این میدان‌های مغناطیسی توسط آهن‌رباهای دائمی ایجاد شده و با یکدیگر مقایسه می‌شوند. شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که آرایش چهار آهن‌ربایی حالت دوم و سه آهن‌ربایی حالت دوم که آهن‌ربای‌های جانبی جهت قطب مخالف دارند، بهتر از آهن‌رباهای معمولی عمل می‌کنند و می‌توانند کارایی سلول رسانی را در هدف‌گیری عمیق افزایش دهند. نتایج نشان می‌دهد که روش پیشنهادی بر روی دسته سلول‌های بنیادی عصب کارایی بالاتری نسبت به دسته سلول‌های دیگر دارد. روش پیشنهادی غیر تهاجمی‌تر از جراحی است و در قسمت‌هایی از بافت عصبی که دسترسی به آن‌ها مشکل است، این روش عملکرد مطلوبی را ارائه می‌دهد. در این روش می‌توان تعداد مناسبی از سلول‌های بنیادی را در نقطه هدف در نخاع از طریق آهن‌ربا بدون آسیب به بافت عصبی متمرکز کرد. در کار آینده، در نظر گرفتن جنبه‌های بیشتری از انتقال فعال در مسیر سلول‌های بنیادی مورد نیاز است. علاوه بر این، ترکیبات بیشتری از آهن‌رباها را می‌توان برای بهبود کارایی انتقال سلول‌های بنیادی استفاده کرد و مقایسه کرد.



## مراجع

- [1] Fortin, J.P., Gazeau, F., Wilhelm, C., (2008). Intracellular heating of living cells through Néel relaxation of magnetic nanoparticles. *European Biophysics Journal*, 37, pp 223-228.
- [2] Mirza, S., Ahmad, M.S., Shah, M.I.A., Ateeq, M., (2020). Magnetic nanoparticles: drug delivery and bioimaging applications. In *Metal nanoparticles for drug delivery and diagnostic applications* (pp 189-213). Elsevier.
- [3] Spoială, A., Ilie, C.I., Motelica, L., Ficai, D., Semenescu, A., Oprea, O.C., Ficai, A., (2023). Smart magnetic drug delivery systems for the treatment of cancer. *Nanomaterials*, 13(5), p 876.
- [4] Al-Obaidy, R., Haider, A.J., Al-Musawi, S. and Arsad, N., (2023). Targeted delivery of paclitaxel drug using polymer-coated magnetic nanoparticles for fibrosarcoma therapy: in vitro and in vivo studies. *Scientific Reports*, 13(1), p 3180.
- [5] Qiao, R., Fu, C., Forgham, H., Javed, I., Huang, X., Zhu, J., Whittaker, A.K., Davis, T.P., (2023). Magnetic Iron Oxide Nanoparticles for Brain Imaging and Drug Delivery. *Advanced Drug Delivery Reviews*, p 114822.
- [6] Hemmat, A., Ghassami, E., Minaiyan, M., Varshosaz, J., (2023). Magnetophoretic Intranasal Drug-loaded Magnetic Nano-aggregates as a Platform for Drug Delivery in Status Epilepticus. *Pharmaceutical Nanotechnology*, 11(2), pp 155-166.
- [7] Ziarani, G.M., Malmir, M., Lashgari, N., Badiei, A., (2019). The role of hollow magnetic nanoparticles in drug delivery. *RSC advances*, 9(43), pp 25094-25106.
- [8] Widiyanti, P., Theja, M.L. and Zaidan, A.H., 2023, May. Synthesis and characterization of folic acid-functionalized, doxorubicin-loaded magnetic nanoparticles as drug delivery system for cancer. In *AIP Conference Proceedings*, 2536( 1), AIP Publishing.
- [9] Alishiri, M., Ebrahimi, S., Shamloo, A., Boroumand, A., Mofrad, M.R., (2021). Drug delivery and adhesion of magnetic nanoparticles coated nanoliposomes and microbubbles to atherosclerotic plaques under magnetic and ultrasound fields. *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics*, 15(1), pp 1703-1725.
- [10] Yun, W.S., Aryal, S., Ahn, Y.J., Seo, Y.J., Key, J., (2020). Engineered iron oxide nanoparticles to improve regenerative effects of mesenchymal stem cells. *Biomedical Engineering Letters*, 10, pp 259-273.
- [11] Ahn, Y.J., Kong, T.H., Choi, J.S., Yun, W.S., Key, J., Seo, Y.J., (2019). Strategies to enhance efficacy of SPION-labeled stem cell homing by magnetic attraction: a systemic review with meta-analysis. *International journal of nanomedicine*, pp 4849-4866.
- [12] Setyaningsih, N., Yanasin, S., Supardi, Z.A.I., Taufiq, A., (2019), April. Phase and magnetic properties of Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>/SiO<sub>2</sub> natural materials-based using polyethylene glycol media. In *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* (515(1) , p 012017). IOP Publishing.
- [13] Fleisch, D., (2008). *A student's guide to Maxwell's equations*. Cambridge University Press.
- [14] Shapiro, B., Probst, R., Potts, H.E., Diver, D.A., Lubbe, A.S., (2007), December. Control to concentrate drug-coated magnetic particles to deep-tissue tumors for targeted cancer chemotherapy. In *2007 46th IEEE Conference on Decision and Control* (pp 3901-3906). IEEE.