

مدل سازی اثر میدان مغناطیسی ثابت بر تولید پتانسیل عمل در نورون

شهریار جاماسب^{۱*}، علی الیاسی^۲

چکیده	اطلاعات مقاله
<p>علی‌رغم نگرانی عمومی درباره تأثیر میدان‌های مغناطیسی بر سلامت انسان، استفاده از ادوات مغناطیسی در پزشکی بالینی رو به افزایش است. با این حال، اثر یک میدان مغناطیسی ثابت بر تولید پتانسیل عمل در نورون هنوز به‌طور صریح توضیح داده نشده است. در کار تحقیقاتی پیش رو، مدلی فیزیکی برای تشریح اثر یک میدان مغناطیسی ثابت بر تحریک‌پذیری نورون ارائه می‌شود. مدل پیشنهادی براساس شبیه‌سازی به کمک یک نرم‌افزار همگانی موسوم به اچ.اچ. سیم که معادلات مدل هوجکین و هاگسلی را در نرم‌افزار متلب پیاده‌سازی می‌کند، صحت‌سنجی می‌شود. مدل ارائه‌شده برای تشریح اثر میدان مغناطیسی ثابت بر تحریک‌پذیری نورون، با داده‌های تجربی و همچنین نتایج شبیه‌سازی براساس مدل هوجکین هاگسلی مطابقت دارد. شبیه‌سازی با نرم‌افزار اچ.اچ. سیم، کاهش دامنه جریان محرک متناسب با اندازه چگالی شار مغناطیسی ثابت اعمال شده و وقفه حاصل در تولید پتانسیل عمل را تأیید کرد. تفکیک جزئی بار الکتریکی ناشی از نیروی مغناطیسی وارد بر یون‌های متحرک در درون نورون به‌عنوان عامل پیدایش میدان الکتریکی القایی حال در جهتی عمود بر جهت هدایت پتانسیل عمل در امتداد آکسون معرفی گردید. شارش جریان متناظر با این میدان الکتریکی، سبب کاهش جریان یونی لازم برای دشارژ ظرفیت خازنی غشا شده که منجر به کاهش تحریک‌پذیری نورون می‌گردد.</p>	<p>دریافت مقاله: ۱۳۹۸/۱۱/۱۰ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۰۸/۲۵</p> <p>واژگان کلیدی: میدان مغناطیسی، نورون، پتانسیل عمل، اثر حال.</p>

۱- مقدمه

نه‌تنها به‌طور گسترده برای درمان بیماری‌های عصبی-روان شناختی^۳ به کار گرفته شده است [۱۰]، بلکه رویکرد مناسبی برای تحقیقات پایه‌ای در زمینه علم عصب‌شناسی در اختیار قرار می‌دهد [۱۱-۱۳]. علاوه بر تصویربرداری از ساختارهای گوناگون بدن با استفاده از تشدید مغناطیسی [۵]، کاربردهای تشخیصی میدان‌های مغناطیسی شامل استفاده از اسکوئید (قطعه نیمه‌هادی مبتنی بر تداخل کوانتومی) به‌عنوان پروب برای آشکارسازی میدان‌های مغناطیسی تولیدشده توسط بافت‌های قلبی [۱۴] است. اثر یک میدان مغناطیسی ثابت بر تولید پتانسیل عمل در نورون، علی‌رغم فعالیت‌های پژوهشی متعددی که در این زمینه روی یک بازه زمانی متجاوز از سه دهه اجرا شده،

بررسی اثر میدان مغناطیسی هم در زمینه مطالعات پایه‌ای [۱ و ۲] و هم برای دستیابی به فناوری‌های نوین حائز اهمیت است [۳]. علی‌رغم نگرانی عمومی روزافزون درباره تأثیر میدان‌های مغناطیسی بر سلامت انسان [۴]، نقش کلیدی ادوات مغناطیسی در پزشکی بالینی انکارناپذیر است [۵ و ۶]. کاربردهای درمانی میدان‌های مغناطیسی شامل مدولاسیون سیستم‌های بازدارنده برای کنترل درد [۷] و تحریک غیرتهاجمی قشر حرکتی اولیه مخ است [۸]. اخیراً تحریک مغناطیسی بافت‌های مغز با عبور از کرانیوم به‌عنوان یک روش غیرتهاجمی [۹ و ۱۰] بسیار مورد توجه قرار گرفته است. روش اینتراکرانیا^۲ برای تحریک مغناطیسی،

* پست الکترونیک نویسنده مسئول: jamasb@hut.ac.ir

2. Intracranial
3. Neuropsychiatric

۱. استادیار، دانشگاه صنعتی همدان، دانشکده مهندسی پزشکی، همدان، ایران
۲. گروه برق، دانشکده فنی مهندسی، واحد ساوه، دانشگاه آزاد اسلامی، ساوه، ایران

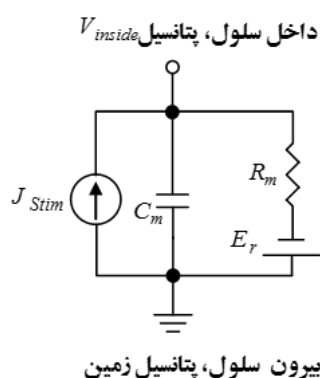
بر اساس شبیه‌سازی به کمک یک نرم‌افزار همگانی موسوم به اچ. اچ. سیم [۲۱] که معادلات مدل هوجکین و هاگسلی را در نرم‌افزار متلب پیاده‌سازی می‌کند، راستی‌آزمایی می‌شود.

۳- مدل بیوفیزیکی

کاهش قابلیت تحریک نورون‌هایی که در معرض یک میدان مغناطیسی ثابت قرار می‌گیرند، به صورت افزایش ولتاژ آستانه تحریک آشکار می‌شود. قابلیت تحریک نورون به وسیله پاسخ غیرفعال یا الکتروتونیک غشاء تعیین می‌شود که می‌توان آن را با مدار معادل غشاء نورون که در شکل (۱) نمایش داده شده است، مدل‌سازی کرد. این مدار معادل شامل یک نیروی محرکه الکتریکی E_r که بیانگر پتانسیل تراغشایی در حالت سکون است، مقاومت الکتریکی غشاء، R_m و ظرفیت خازنی غشاء، C_m می‌باشد. E_r مطابق رابطه گلدمن-هوجکین-کنز محاسبه می‌شود و به غلظت برون سلولی و درون سلولی برای یون‌های سدیم، پتاسیم و کلر و همچنین نفوذپذیری کانال‌های یونی غیرفعال برای هر یک از این یون‌ها وابسته است. R_m مقاومت غیرفعال مؤثر (یعنی در حالت سکون) ناشی از تمامی کانال‌های یونی را مدل‌سازی می‌کند. در پاسخ به یک جریان پله‌ای واقطبی کننده به عنوان عامل تحریک، ظرفیت خازنی غشاء تخلیه می‌شود و نرخ زمانی پتانسیل تراغشایی، $\frac{dV_m}{dt}$ ، از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$\frac{dV_m}{dt} = \frac{J}{C_m} \quad (1)$$

که در آن، J چگالی جریان دشارژ متناظر با جریان پله‌ای واقطبی کننده است.



شکل ۱- مدل مداری غشاء سلول نورون در شرایط تحریک به وسیله جریان واقطبی کننده

هنوز به طور صریح توضیح داده نشده است [۱۵-۱۷]. طبق برخی مطالعات نظری، چگالی شار مغناطیسی لازم برای اعمال تأثیر قابل ملاحظه روی جریان‌های یونی در فرایندهای عصبی در گستره ۲۵-۱۰۰ تسلا است [۱۵]. با این حال، مطالعات تجربی نشان می‌دهد هنگامی که نورون‌های حسی موش بالغ موجود در کشت سلولی در معرض یک میدان مغناطیسی استاتیکی ۱۱ میلی‌تسلا قرار می‌گیرند، پتانسیل‌های عمل تولیدشده توسط تحریک الکتریکی، به میزان زیادی بلوکه می‌شوند [۱۸]. علاوه بر این، بالا رفتن آستانه تحریک و کاهش دامنه پتانسیل عمل حتی به ازای چگالی‌های شار مغناطیسی به کوچکی ۰/۲ میکروتسلا در عصب سیاتیک مجزاشده قورباغه گزارش شده است [۱۹]. همچنین در یک مطالعه تجربی نسبتاً جدید، تنزل تحریک‌پذیری به صورت تقلیل دامنه پتانسیل عمل در حضور یک میدان مغناطیسی ۵۰-هرتزی با چگالی شاری برابر با یک میلی‌تسلا در عصب سیاتیک مجزاشده موش صحرایی مشاهده گردیده است [۲۰].

در کار تحقیقاتی پیش رو، مدلی فیزیکی برای تشریح اثر یک میدان مغناطیسی ثابت بر آستانه تحریک‌پذیری نورون ارائه می‌شود. این مدل کاهش تحریک‌پذیری نورون را در حضور یک میدان مغناطیسی ثابت کوچک توجیه می‌کند. به طور مشخص، مدل پیشنهادی با تکیه بر اثر مشهور هال^۱ وقفه در تولید پتانسیل عمل تحت تأثیر میدان‌های مغناطیسی با چگالی شاری در محدوده میلی‌تسلا را به طور کمی توضیح می‌دهد. صحت این مدل در چارچوب مبانی نظری مدل هوجکین-هاگسلی برای تولید پتانسیل عمل در نورون بر اساس شبیه‌سازی به کمک یک نرم‌افزار همگانی، راستی‌آزمایی شده است. مدل پیشنهادی همچنین امکان تعمیم مدل غشاء نورون را برای منظور کردن اثر یک میدان مغناطیسی بر آغاز راه‌اندازی پتانسیل عمل فراهم می‌آورد.

۲- مواد و روش‌ها

مدل تعمیم‌یافته پیشنهادی برای غشاء نورون بر اساس مشاهدات تجربی ارائه‌شده توسط محققان در رابطه با کاهش تحریک‌پذیری نورون در حضور میدان‌های مغناطیسی کوچک، بر پایه نتایج تحلیلی و به کمک معادلات ریاضی ارزیابی می‌شود. روش تحلیلی اتخاذشده، مبتنی بر مدل هوجکین و هاگسلی است. صحت مدل پیشنهادی

¹ Hall Effect

در شکل (۲)، کاهش می‌یابد. در اینجا نشان خواهیم داد که نسبت چگالی جریان گذرا در جهت عمود بر هدایت پتانسیل عمل، J_y به چگالی جریان گذرای J_x که سبب دشارژ ظرفیت خازنی غشاء شده، در جهت موازی با هدایت پتانسیل عمل جاری می‌شود، متناسب با حاصل ضرب ضریب تحرک یون‌های حامل جریان در جهت عمود بر هدایت پتانسیل عمل، μ_y و چگالی شار مغناطیسی، B_z است. رابطه کلی چگالی جریان رانشی برای یون‌های تک ظرفیتی مانند سدیم با معادله زیر بیان می‌شود:

$$J = qnv_d = q\mu nE \quad (۳)$$

که در آن، q ، μ ، n و E به ترتیب بار الکتریکی الکترون، ضریب تحرک یونی، چگالی یون‌ها و میدان الکتریکی را نمایش می‌دهند و $v_d = \mu E$ سرعت رانش است. مطابق رابطه (۳) چگالی جریان واقطبی کننده از رابطه زیر به دست می‌آید:

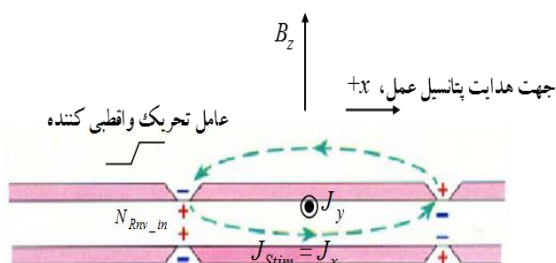
$$J_x = qn_{int}v_x \quad (۴)$$

که در آن، n_{int} چگالی درون سلولی یون حمل کننده جریان واقطبی کننده و v_x سرعت رانش در جهت انتشار پتانسیل عمل است. با توجه به رابطه نیروی لورنتس $F_M = qv_x B_z$ ، میدان الکتریکی القایی هال را می‌توان به صورت زیر نوشت:

$$J_y = q\mu_y n_{int} E_y = q\mu_y n_{int} v_x B_z \quad (۵)$$

که در آن، μ_y ضریب تحرک عرضی در صفحات موازی با سطح مقطع آکسون را نمایش می‌دهد. با توجه به روابط (۴) و (۵) نسبت $\frac{J_y}{J_x}$ که بیانگر میزان انحراف جریان واقطبی کننده توسط میدان مغناطیسی است، به صورت زیر قابل بیان است:

$$\frac{J_y}{J_x} = \mu_y B_z \quad (۶)$$



شکل ۲- اثر یک میدان مغناطیسی ثابت بر انتشار پتانسیل عمل در امتداد آکسون

مقدار نوعی آستانه تحریک نورون، یعنی تغییر لازم در پتانسیل غشاء برای شلیک (شروع) پتانسیل عمل در حدود ۱۵ میلی‌ولت است که روی یک فاصله زمانی در حدود ۲ میلی‌ثانیه رخ می‌دهد. بنابراین با در نظر گرفتن مقدار نوعی $1 \mu F/cm^2$ برای ظرفیت خازنی غشاء C_m ، می‌توان چگالی جریان دشارژ را برای تولید پتانسیل عمل به صورت زیر تخمین زد:

$$J = C \frac{dV_m}{dt} \cong C \frac{\Delta V_m}{\Delta t} = 1 \frac{\mu F}{cm^2} \cdot \frac{15mV}{2msec} = 7.5 \frac{\mu A}{cm^2} \quad (۲)$$

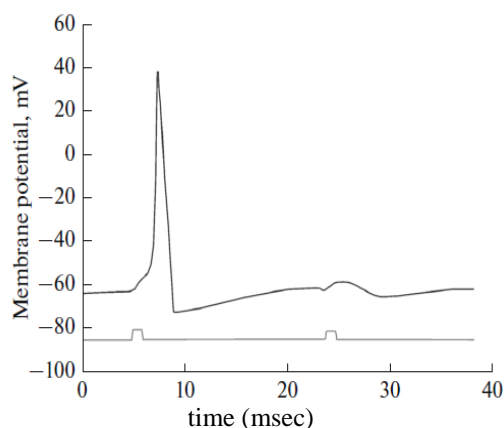
به‌ازای چگالی‌های جریان بزرگ‌تر از این مقدار نوعی، کانال یونی سدیم وابسته به ولتاژ در غشاء نورون فعال می‌شود و امکان تولید پتانسیل عمل فراهم می‌آید. پتانسیل عمل معادل پاسخ فعال نورون است که می‌توان آن را با استفاده از مدل مداری هوکین-هاکسلی به کمک مقاومت‌های متغیر برای نمایش کانال‌های یونی وابسته به ولتاژ، مدل‌سازی کرد. بدین ترتیب، قابلیت تحریک نورون را می‌توان به وسیله اندازه جریان پله‌ای واقطبی کننده لازم برای رساندن پتانسیل تراغشایی نورون به ولتاژ آستانه برای شلیک پتانسیل عمل مشخص کرد.

مطابق قانون لورنتز^۱ ذرات باردار متحرک در یک میدان مغناطیسی، نیرویی متناسب با حاصل ضرب سرعت آن‌ها و چگالی شار مغناطیسی تجربه می‌کنند. اثر میدان مغناطیسی بر بیوفیزیک نورون را می‌توان براساس نیروی مغناطیسی لورنتز وارد بر یون‌های موجود در محیط درون و بیرون سلول توجیه کرد. عامل تحرک یون‌ها میدان الکتریکی موضعی حاصل از تحریک الکتریکی نورون است که منجر به ایجاد جریانی رانشی می‌شود. در حضور یک میدان مغناطیسی، این یون‌ها همچنین در معرض یک میدان الکتریکی القایی موسوم به هال قرار می‌گیرند. به‌طور مشخص، تفکیک جزئی بار الکتریکی ناشی از نیروی مغناطیسی لورنتز وارد بر یون‌های متحرک در محیط درون-سلولی منجر به پیدایش میدان الکتریکی القایی هال در جهتی عمود بر جهت هدایت پتانسیل عمل در امتداد آکسون می‌گردد. بنابراین همان‌طور که در شکل (۲) نشان داده شده است، در شرایط تحریک الکتریکی نورون چگالی جریان گذرای یونی J_x که برای دشارژ ظرفیت خازنی غشاء در دسترس است، به‌علت رانش بخشی از جمعیت یون‌ها در امتداد میدان الکتریکی هال (جهت خارج از صفحه یا $+y$

^۱ Lorentz force

۴- یافته‌ها

در این بخش، درستی مدل بیوفیزیکی پیشنهادی برای تشریح اثر یک میدان مغناطیسی ثابت بر آستانه تحریک به کمک شبیه‌سازی نشان داده می‌شود. با پیاده‌سازی مدل هوجکین-هاکسلی در نرم‌افزار متلب، می‌توان رفتار غشاء نورون را در پاسخ به محرک‌های گوناگون شبیه‌سازی کرد. شبیه‌ساز گرافیکی اچ. اچ. سیم که در آن، معادلات هوجکین-هاکسلی به صورت کد متلب پیاده‌سازی شده است، امکان شبیه‌سازی پاسخ قسمتی از آکسون یک نورون به یک جریان محرک واقطبی‌کننده را در اختیار قرار می‌دهد. با استفاده از این نرم‌افزار همگانی، اثر یک میدان مغناطیسی ثابت بر آستانه تحریک نورون که معادل اعمال یک جریان بیش‌قطبی‌کننده به غشاء نورون است، به کمک یک جریان محرک واقطبی‌کننده مؤثر شبیه‌سازی شده است.



شکل ۳- پتانسیل تراغشایی قسمتی از نورون در پاسخ به دو جریان محرک واقطبی‌کننده

شکل (۳) پتانسیل تراغشایی قسمتی از نورون را در پاسخ به دو جریان محرک واقطبی‌کننده به نمایش می‌گذارد که به کمک نرم‌افزار اچ. اچ. سیم شبیه‌سازی شده است. در این شبیه‌سازی، نخست یک جریان محرک واقطبی‌کننده با دامنه $I_{stim1}=3.8nA$ و سپس جریان محرکی با دامنه $I_{stim2}=3.6nA$ اعمال شده است. به‌ازای مقدار نوعی $\frac{\mu A}{cm^2}$ برای چگالی جریان واقطبی‌کننده موردنیاز جهت تولید پتانسیل عمل، بنا بر معادله (۲)، جریان‌های محرک مورد استفاده در شبیه‌سازی، امکان تحریک قسمتی از غشاء را با مساحتی در حدود $0.05 mm^2$ فراهم می‌کنند. مطابق نتایج شبیه‌سازی (شکل ۳) جریان تحریک اولیه منجر به

ایجاد پتانسیل عمل شد؛ ولی کاهش $5/3$ درصدی در دامنه جریان تحریک از $3/8 nA$ به $3/6 nA$ از شلیک پتانسیل عمل جلوگیری کرد (سطح معنی‌داری $P < 0.01$). کاهش $5/3$ درصدی در جریان تحریک J_x مطابق رابطه ۶ معادل انحراف $5/3$ درصدی در جریان تحریک در جهتی عمود بر جهت انتشار پتانسیل عمل است که با نماد J_y نمایش داده شده است. بنابراین مطابق معادله ۶ داریم: $\frac{J_y}{J_x} = 0.053$. اگر مطابق نتایج تجربی [۱۸] اعمال یک میدان مغناطیسی 11 میلی‌تسلا به سبب کاهش معادل $5/3$ درصد در جریان تحریک شود، بنابر معادله ۶ مقدار ضریب تحریک یونی در جهت عمود بر هدایت پتانسیل عمل $\mu_y = 4.8m^2V^{-1}sec^{-1}$ تخمین زده می‌شود.

۵- بحث

برای راستی‌آزمایی مدل پیشنهادی اثر میدان مغناطیسی بر تحریک‌پذیری نورون براساس معادلات هوجکین و هاکسلی به کمک یک جریان محرک واقطبی‌کننده مؤثر شبیه‌سازی شد. نتایج حاصل از شبیه‌سازی با رفتار پیش‌بینی شده توسط مدل و همچنین نتایج تجربی مبنی بر کاهش تحریک‌پذیری نورون در حضور یک میدان مغناطیسی ثابت در گستره میلی‌تسلا هم‌خوانی داشتند.

براساس مدل پیشنهادی در حضور یک میدان مغناطیسی در حالت گذرا، جریان یونی که برای دشارژ ظرفیت خازنی غشاء نورون در دسترس است، کاهش می‌یابد. این مدل پیش‌بینی می‌کند که در حضور یک میدان مغناطیسی ثابت، دامنه جریان محرک متناسب با اندازه چگالی شار مغناطیسی اعمال‌شده کاهش یابد. به‌طور مشخص نسبت چگالی جریان گذرا در جهت عمود بر هدایت پتانسیل عمل به چگالی جریان گذرای که سبب دشارژ ظرفیت خازنی غشاء می‌گردد و در جهت موازی با هدایت پتانسیل عمل جاری می‌شود، متناسب با حاصل ضرب ضریب تحریک یون‌های حامل جریان در جهت عمود بر انتشار پتانسیل عمل، μ_y و چگالی شار مغناطیسی، B_z است. بنابراین دستیابی به جریان محرک واقطبی‌کننده بحرانی که پتانسیل تراغشایی را به حد آستانه تحریک‌پذیری برای ایجاد پتانسیل عمل می‌رساند، نیازمند اعمال جریانی بیشتر از جریان واقطبی‌کننده لازم در غیاب میدان مغناطیسی است. به عبارت دیگر، اثر یک میدان مغناطیسی ثابت بر آستانه

برمبنای وجود ضریب تحرک بالا برای یون‌ها در جهتی عمود بر جهت انتشار پتانسیل عمل توجیه می‌کند. این ادعا با توجه به نبود میدان الکتریکی قوی در جهت عمود بر انتشار پتانسیل عمل، قابل توجیه است. در جهت انتشار پتانسیل عمل میدان الکتریکی موجود روی غشاء نسبتاً نازک سلول سبب تنزل ضریب تحرک یون‌ها می‌شود؛ ولی در غیاب یک میدان الکتریکی قوی در جهت عرضی در صفحات تشکیل‌دهنده سطح مقطع آکسون، ضریب تحرک یون‌ها می‌تواند به میزان قابل‌ملاحظه‌ای بالاتر باشد، به‌ویژه چون قطر آکسون نسبتاً کوچک است. به این ترتیب، یون‌ها در جهت عرضی در معرض برخوردهای پراکنده‌کننده کمتری قرار می‌گیرند. مدل ارائه‌شده برای تشریح اثر یک میدان ثابت بر قابلیت تحرک نورون، با داده‌های تجربی و همچنین نتایج شبیه‌سازی براساس مدل هوجکین-هاکسلی مطابقت دارد. با این حال، اثبات صریح درستی این مدل براساس داده‌های تجربی نیازمند تکوین روشی برای اندازه‌گیری میدان الکتریکی هال در نورون است. علاوه بر این، بررسی توزیع میدان‌های الکترومغناطیسی در محیط درونی نورون به کمک شبیه‌سازی، امکان دستیابی به تأییدی صریح‌تر را برای درستی این مدل فراهم می‌کند.

۶- نتیجه‌گیری

در کار تحقیقاتی ارائه‌شده، توضیحی فیزیکی برای کاهش قابلیت برانگیزش در نورون‌هایی که در معرض یک میدان مغناطیسی ثابت قرار می‌گیرند، ارائه شد. تفکیک جزئی بار الکتریکی ناشی از نیروی مغناطیسی وارد بر یون‌های متحرک در درون نورون به‌عنوان عامل پیدایش میدان الکتریکی القایی هال در جهتی عمود بر جهت هدایت پتانسیل عمل در امتداد آکسون معرفی گردید. میدان الکتریکی هال سبب ایجاد یک جریان گذرا در جهت عمود بر هدایت پتانسیل عمل می‌شود. براساس مدل بیوفیزیکی پیشنهادی، جریان ناشی از میدان الکتریکی القایی، بخشی از جریان کل واقطبی‌کننده حاصل از تحریک الکتریکی نورون است. از این رو در حالت گذرا جریان یونی که برای دشارژ ظرفیت خازنی غشاء در دسترس است، کاهش می‌یابد. درستی مدل پیشنهادی به‌وسیله شبیه‌ساز گرافیکی اچ. اچ. سیم که معادلات هوجکین-هاکسلی را به‌صورت کد متلب پیاده‌سازی می‌کند، تأیید شد.

تحریک نورون، معادل اعمال یک جریان وابسته بیش‌قطبی‌کننده به غشاء نورون است که عملاً موجب کاهش دامنه جریان محرک واقطبی‌کننده می‌شود. یک میدان مغناطیسی ثابت، از طریق ایجاد میدان الکتریکی القایی هال، سبب حرکت کسری از یون‌های تشکیل‌دهنده جریان واقطبی‌کننده در جهتی عمود بر جهت انتشار پتانسیل عمل شده، موجب کاهش جریان واقطبی‌کننده لازم برای تولید پتانسیل عمل می‌گردد. شبیه‌سازی با نرم‌افزار اچ. اچ. سیم کاهش دامنه جریان محرک متناسب با اندازه چگالی شار مغناطیسی ثابت اعمال‌شده را به‌صورت وقفه در تولید پتانسیل عمل تأیید کرد.

به‌طور خلاصه، فرضیه مطرح‌شده برای توضیح اثر یک میدان مغناطیسی ثابت بر تولید پتانسیل عمل، مبتنی بر قانون لورنتز است. مطابق قانون لورنتز، ذرات باردار که در رابطه با بیوفیزیک نورون، همان یون‌های سدیم واردشونده به نورون هستند، تحت تأثیر نیروی وارد بر یون توسط یک میدان مغناطیسی، از مسیر خود منحرف^۱ می‌شوند. به این ترتیب، کسری از یون‌ها از حرکت در امتداد مسیر انتشار پتانسیل عمل، یعنی در امتداد آکسون باز مانده، جریان یونی لازم برای دپلاریزه کردن غشاء کاهش می‌یابد که می‌تواند منجر به جلوگیری از انتشار پتانسیل عمل شود.

توجیه تحلیلی ارائه‌شده برمبنای معادلات (۶)-(۳) کاهش تحریک‌پذیری نورون را در حضور یک میدان مغناطیسی ثابت در گستره میلی‌تسلا که براساس مشاهدات تجربی گزارش شده است [۱۸]، تأیید می‌کند. شایان ذکر است محققان [۱۵] نسبت به رویکرد پیشنهادی در این تحقیق برای مدل‌سازی اثر میدان مغناطیسی، به‌دلیل آنکه اندازه چگالی‌های شار مغناطیسی لازم را برای ایجاد نیروی مغناطیسی منحرف‌کننده یون‌ها در گستره ۲۵-۱۰۰ تسلا تخمین زده شده است، ابراز تردید کرده‌اند. بنابراین لازم به نظر می‌رسد منشأ عدم تطابق محاسبات انجام‌شده برمبنای مدل پیشنهادی و محاسبات سایر محققان [۱۵] به‌وضوح توضیح داده شود. مشخصاً اگر مقاومت ویژه محیط درون سلولی، یکنواخت در نظر گرفته شود، براساس مقادیر نوعی برای مقاومت ویژه انحراف یون‌ها از مسیر انتشار پتانسیل عمل، مستلزم اعمال میدان‌های مغناطیسی بزرگی است. با این حال، مدل پیشنهادی انحراف یون‌ها را از مسیر انتشار

^۱ Deflection

تقدیر و تشکر

صنعتی همدان برای پشتیبانی مالی از این پژوهش صمیمانه

تشکر و قدردانی می‌کنیم.

از وزارت علوم، تحقیقات و فناوری و حوزه پژوهش دانشگاه

مراجع

- [۱] مازیار دهقان، مصطفی میرزایی و آرش محمدزاده، «شبیه‌سازی عددی و ارائه روش حل برای جریان سیال غیرنیوتنی تحت تأثیر میدان مغناطیسی در لایه مرزی یک صفحه کشسان»، مجله مدل‌سازی در مهندسی، دوره ۱۱، شماره ۳۴، پاییز ۱۳۹۲، صفحه ۷۷-۸۵.
- [۲] سید سجاد جعفری و نوید فریدونی مهر، «بررسی تولید انرژی در یک جریان لغزشی هیدرودینامیک مغناطیسی نانو سیال بر روی یک صفحه نفوذپذیر گسترش‌یافته»، مجله مدل‌سازی در مهندسی، دوره ۱۵، شماره ۴۹، تابستان ۱۳۹۶، صفحه ۳۹-۵۳.
- [۳] محمدیوسف ولی و نیما امجدی، «طراحی و ساخت موتور مغناطیسی خورشیدی برای خودروها»، مجله مدل‌سازی در مهندسی، دوره ۱۶، شماره ۵۲، بهار ۱۳۹۷، صفحه ۱۴۹-۱۶۱.
- [4] S. Yamaguchi-Sekino, T. Nakai, S. Imai, S. Izawa and T. Okuno, "Occupational exposure levels of static magnetic field during routine MRI examination in 3 T MR system", *Bioelectromagnetics*, Vol. 35, No. 1, January 2014, pp. 70–75.
- [5] C. Westbrook, *Handbook of MRI Technique*, 4th Edition. Wiley-Blackwell, UK, 2014.
- [6] R. Leoci, G. Aiudi, F. Silvestre, E. Lissner and G.M. Lacalandra, "Effect of pulsed electromagnetic field therapy on prostate volume and vascularity in the treatment of benign prostatic hyperplasia: a pilot study in a canine model", *Prostate*, Vol. 74, No. 11, 2014, pp. 1132-1141.
- [7] I. Nojima, S. Koganemaru, H. Fukuyama and T. Mima, "Static magnetic field can transiently alter the human intracortical inhibitory system", *Clinical Neurophysiology*, Vol. 126, No. 12, Dec. 2015, pp. 2314–2319.
- [8] H. Kirimoto, A. Asao, H. Tamaki and H. Onishi, "Non-invasive modulation of somatosensory evoked potentials by the application of static magnetic fields over the primary and supplementary motor cortices", *Scientific Reports*, Vol. 6, 2016, p. ۳۴۵۰۹.
- [9] H. Kirimoto, H. Tamaki and H Onishik, "Transcranial static magnetic field stimulation - new non-invasive brain stimulation tool", *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, Vol. 5, No. 3, 2016, pp. 205-211.
- [10] I. Nojima, A. Oliviero and M. Tatsuya, "Transcranial static magnetic stimulation -From bench to bedside and beyond-", *Neuroscience Research*, Vol. 156, July 2020, pp. 250-255.
- [11] P. Arias, L. Adán-Arcay, B. Puerta-Catoira, A. Madrid and J. Cudeiro, "Transcranial static magnetic field stimulation of M1 reduces corticospinal excitability without distorting sensorimotor integration in humans", *Brain Stimulation*, vol. 10, no. 2, Mar. 2017, pp. 340–342.
- [12] P. Davila-Pérez, A. Pascual-Leone and J. Cudeiro, "Effects of Transcranial Static Magnetic Stimulation on Motor Cortex Evaluated by Different TMS Waveforms and Current Directions", *Neuroscience*, Vol. 413, August 2019, pp. 22-30.
- [13] K. Nakagawa and K. Nakazawa, "Static magnetic field stimulation applied over the cervical spinal cord can decrease corticospinal excitability in finger muscle", *Clinical Neurophysiology Practice*, Vol. 3, 2018, pp. 49–53.
- [14] C. Zhang, F. Tang, P. Ma and Z. Gan, "A simplified HTc rf SQUID to analyze the human cardiac magnetic field", *American Institute of Physics, AIP Advances*, Vol. 4, 2014, pp. 127-131.
- [15] J. Wikswo and J. Barach, "An estimate of the steady magnetic field strength required to influence nerve conduction", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 27, No. 12, December 1980, pp. 722-723.
- [16] S. Çizmeciogulları, Y. Keskin, H. Saybasili and S. Paker, "Effects of Static Magnetic Field on Compound Action Potential of Isolated Frog Sciatic Nerve", *Journal of Magnetics*, Vol. 24, No.4, 2019, pp.668-673.
- [17] S. Hashemi and A. Abdolali, "Three-Dimensional Analysis, Modeling, and Simulation of the Effect of Static Magnetic Fields on Neurons", *Bioelectromagnetics*, Vol. 38, No. 2, February 2017, pp. 128-136.
- [18] A. Cavopol, A. Wamil, R. Holcomb and M. McLean, "Measurement and Analysis of Static magnetic fields that block action potentials in cultured neurons", *Bioelectromagnetics*, Vol. 16, No. 3, March 1995, pp. 197-206.
- [19] S. Novikov, G. Maksimov, V. Volkov and A. Shalygin, "Influence of weakened constant magnetic fields on nerve cell excitability", *Biophysics*, Vol. 53, No. 3, March 2008, pp. 243-244.

- [20] Ö. Coşkun, M. aziroğlu, S. Çömlekçi and S. Özkorucuklu, "Effects of 50 Hertz-1 mT magnetic field on action potential in isolated rat sciatic nerve", *Toxicology & Industrial Health*, Vol. 2, No. 2, February 2011, pp. 127-132.
- [21] D. Touretzky, M. Albert, N. Daw, A. Ladsariya and M. Bonakdarpour, "HHsim: Graphical Hodgkin-Huxley Simulator", 2013, Available from: <http://www.cs.cmu.edu/~dst/HHsim>.