

Spiral Waves Formation in a Network of Neuron Model with Monotonically Differentiable Magnetic Flux

Parastesh, Fateme¹ / Jafari, Sajjad^{2*} / Azarnoush, Hamed²

¹ - Ph.D. Student, Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

² - Assistant Professor, Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2019.102310.1440

Received: 21 January 2019

Revised: 27/1/2019-30/1/2019

Accepted: 31 January 2019

KEYWORDS

*Modified Hindmarsh-Rose
Neuron Model
Neuronal Network
Spiral Waves*

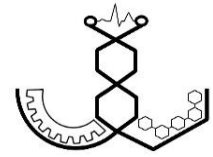
ABSTRACT

Spiral wave is a particular spatiotemporal pattern, observed in a wide range of complex systems such as neuronal network. Appearance of these waves is related to the network structure as well as the dynamics of its blocks. In this paper, we propose a new modified Hindmarsh-Rose neuron model. The proposed model uses a hyperbolic memductance function as the monotonically differentiable magnetic flux. An external electromagnetic excitation is also considered in the model. Firstly, we study the dynamics of the proposed neuron model through bifurcation diagram and Lyapunov spectrum, in two cases of no excitation and periodic excitation. The bifurcation diagram shows the property of antimonotonicity, which has not been observed in the previous models. Then a square network is constructed and we investigate the spatiotemporal patterns. By varying the parameters values, spiral waves are observed in specific ranges. The formation of these waves depends on the interaction of all parameters simultaneously.

*Corresponding Author

Address	Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran		
Postal Code	15875-4413	Tel	+98-21-64542398
E-Mail	sajadjafari@aut.ac.ir	Fax	+98-21-64542398





شکل‌گیری موج‌های مارپیچی در شبکه‌ای متشکل از نورون‌های دارای شار مغناطیسی مشتق‌پذیر یک‌نواخت

پرستش، فاطمه^۱ / جعفری، سجاد^{۲*} / آذرنوش، حامد^۲

^۱ - دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

^۲ - استادیار، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: DOI: 10.22041/IJBME.2019.102310.1440

پذیرش: ۱۱ بهمن ۱۳۹۷

بازنگری: ۱۳۹۷/۱۱/۱۰ - ۱۳۹۷/۱۱/۷

ثبت در سامانه: ۱ بهمن ۱۳۹۷

چکیده

واژه‌های کلیدی

موج‌های مارپیچی نوع خاصی از الگوهای زمانی-مکانی هستند که در بسیاری از سیستم‌های پیچیده از جمله شبکه‌های نورونی وجود دارند. ظهور این امواج به ساختار شبکه و هم‌چنین دینامیک اجزای تشکیل‌دهنده‌ی آن بستگی دارد. در این مقاله، ابتدا یک مدل نورونی جدید بر پایه‌ی مدل هیندمارش-رز ارائه شده است. در این مدل از یک تابع ممریستوری هیپربولیک به عنوان شار مغناطیسی نورون استفاده شده که خاصیت مشتق‌پذیری به طور یک‌نواخت را دارد. هم‌چنین یک القای الکترومغناطیسی خارجی نیز به نورون وارد شده و مدل نورونی با رسم نمودار بایفورکیشن و طیف لیاپانوف، در دو حالت بدون القای خارجی و با القای متناوب مورد بررسی قرار گرفته است. نمودار بایفورکیشن مدل پیشنهادی، خاصیت ضدیک‌نواختی را نشان داده که در مدل‌های پیشین مشاهده نشده است. سپس یک شبکه‌ی مربعی از مدل نورونی جدید در نظر گرفته شده و الگوهای مکانی-زمانی مورد بررسی قرار گرفته‌اند. موج‌های مارپیچی، با تغییر پارامترها در محدوده‌هایی معین قابل مشاهده بوده و شکل‌گیری این امواج به تعامل بین تمام پارامترها وابسته است.

مدل نورونی ارتقا یافته‌ی
هیندمارش-رز
شبکه‌ی نورونی
موج‌های مارپیچی

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

تلفن ۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۹۸

دورنگار

۱۵۸۷۵-۴۴۱۳

۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۹۸

دورنگار

sajadjafari@aut.ac.ir

پست الکترونیک



۱- مقدمه

سیستم‌های پیچیده^۱ قادر به تقریب دینامیک غنی سیستم‌های واقعی بوده [۳-۱] و در دهه‌های اخیر بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند. یک سیستم پیچیده از تعداد بسیار زیادی اجزای متصل به هم، که با یکدیگر در حال تعامل هستند، تشکیل شده است [۴-۶]. بسیاری از سیستم‌های واقعی، از جمله سیستم‌های زیستی، اکولوژیکی و اجتماعی را می‌توان به عنوان یک سیستم پیچیده در نظر گرفت [۱]. از آن‌جا که سیستم عصبی شامل تعداد بسیار زیادی نورون بوده که در کدگذاری و انتقال اطلاعات با یکدیگر در تعامل هستند، به عنوان یک سیستم پیچیده شناخته شده [۷] و به دلیل این پیچیدگی، پدیده‌های خودسازمانده^۲ زیادی مانند هم‌زمانی^۳ [۹-۱۱]، حالت کیمر^۴ [۱۲-۱۳] و موج‌های مارپیچی^۵ [۱۴-۱۶] در شبکه‌های نورونی مشاهده شده است [۸]. موج‌های مارپیچی الگوهای مکانی-زمانی^۶ ویژه‌ای هستند که در شبکه‌هایی با اجزای تحریک‌پذیر مشاهده شده‌اند. نشان داده شده است که موج‌های مارپیچی می‌توانند آغازگر حمله‌های ناگهانی در مغز و بیماری‌های قلبی باشند [۱۷]. انقباض قلب با تحریک الکتریکی میوکاردیوم توسط گره سینوسی-دهلیزی شروع می‌شود. موج‌های مارپیچی می‌توانند با چرخش‌های غیرطبیعی فرکانس بالا، از انتشار طبیعی امواج قلبی جلوگیری کرده، در نتیجه باعث بروز آریتمی‌های قلبی مانند تاکی کاردی یا فیبریلاسیون شده و منجر به افزایش نرخ مرگ‌ومیر شوند [۱۸]. از این رو، در بسیاری از مطالعات روی بررسی موج‌های مارپیچی تمرکز شده است. برای مثال، وانگ و هم‌کارانش تاثیر ساختار شبکه را روی موج‌های مارپیچی بررسی کرده و مشاهده کردند که با اضافه کردن تعدادی اتصالات تصادفی به شبکه، موج‌های مارپیچی ناپدید شده و الگوهای دیگری در شبکه شکل می‌گیرند [۱۹]. گابی و اوگاووا به مطالعه‌ی موج‌های مارپیچی و موج‌های متحرک در یک مدل تحریکی قلبی با معادلات دیفرانسیل جزئی پرداخته و الگوهای تعاملی را در یک و دو بعد نشان دادند [۲۰]. یوان و هم‌کارانش نیز از یک بازخورد تک‌کاناله برای کنترل موج‌های مارپیچی در یک شبکه‌ی معادلات گینزبورگ-لاندائو^۷ استفاده کردند [۲۱].

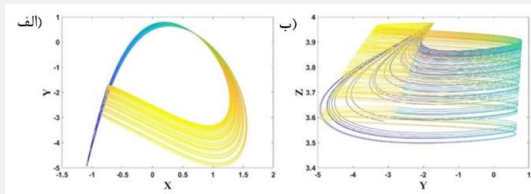
رفتار جمعی^۸ و شکل‌گیری الگو، نه تنها به ساختار شبکه بلکه به دینامیک اجزای سازنده نیز بستگی دارد [۲۲]. تا کنون تلاش‌های زیادی برای مطالعه‌ی پتانسیل عمل در نورون و رفتارهای نورونی صورت گرفته است [۲۳-۲۷]. هاچکین و هاکسلی در سال ۱۹۵۲ برای اولین بار یک مدل نورونی را بر پایه‌ی کانال‌های یونی ارائه کردند [۲۵]. پس از آن، صورت‌های کاهش یافته‌ی این مدل، مانند مدل فیتزهاگ-ناگومو^۹ [۲۳]، مدل هیندمارش-رز^{۱۰} [۲۴]، مدل ایزیکویچ^{۱۱} [۲۶] و ... توسعه داده شدند. در این بین، مدل هیندمارش-رز که پیچیدگی محاسباتی کم‌تری نسبت به مدل هاچکین-هاکسلی داشته و در عین حال قادر به تقلید رفتارهای مشاهده شده از نورون‌ها است، به طور گسترده‌ای مورد استفاده قرار گرفته است [۲۸-۳۰]. در سال ۲۰۱۶ نیز یک مدل چهارمتغیره با اضافه کردن اثر میدان مغناطیسی به مدل هیندمارش-رز اصلی، ارائه شد [۳۱]. در واقع جریان‌های یونی و نیز تغییرات ولتاژ غشا منجر به القای یک میدان مغناطیسی شده که اثر آن باید در نظر گرفته شود. در مقاله‌ی حاضر، تغییری در مدل نورونی مغناطیسی اولیه اعمال شده و شار مغناطیسی با یک تابع ممریستوری^{۱۲} هیپربولیک^{۱۳} که به طور یک‌نواخت^{۱۴} مشتق‌پذیر است، جای‌گزین شده است. سپس تحلیل‌های دینامیکی از جمله آنالیز نمای لیاپانوف^{۱۵} و نمودار بایفورکیشن^{۱۶} روی مدل جدید انجام شده است. در گام بعد نیز یک شبکه‌ی نورونی از مدل نورونی جدید ساخته شده و با تغییر پارامترها امکان بروز موج‌های مارپیچی مورد بررسی قرار گرفته است.

۲- مدل هیندمارش-رز اصلاح شده

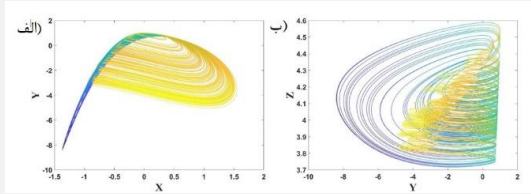
مدل نورونی مغناطیسی ارائه شده در [۳۱] که تاثیر القای مغناطیسی بر فعالیت نورونی را بررسی می‌کند، به صورت رابطه‌ی (۱) می‌باشد.

$$\begin{aligned} \dot{x} &= y + b x^2 - a x^3 - z + I_{ext} - kx \rho(\phi) \\ \dot{y} &= c - d x^2 - y \\ \dot{z} &= r [s (x + 1.6) - z] \\ \dot{\phi} &= k_1 x - k_2 \phi \end{aligned} \quad (1)$$

^۹ Fitzhugh-Nagumo^{۱۰} Hindmarsh-Rose^{۱۱} Izhikevich^{۱۲} Memductance Function^{۱۳} Hyperbolic^{۱۴} Monotonically^{۱۵} Lyapunov Exponents^{۱۶} Bifurcation Diagram^۱ Complex Systems^۲ Self-Organized^۳ Synchronization^۴ Chimera State^۵ Spiral Waves^۶ Spatiotemporal Patterns^۷ Ginzburg-Landau^۸ Collective Behavior



شکل (۱) - فضای فاز مدل نورونی جدید در حالت بدون القای خارجی



شکل (۲) - فضای فاز مدل نورونی جدید در حالت القای خارجی متناوب

۳- تحلیل دینامیکی مدل

به منظور مطالعه‌ی دقیق دینامیک مدل پیشنهادی، دیاگرام بایفورکیشن و طیف لیاپانوف مدل برای دو حالت بدون القای خارجی و با القای خارجی متناوب، رسم و تحلیل شده است. پارامتر β نیز به عنوان پارامتر بایفورکیشن در بازه‌ی $[0, 1]$ در نظر گرفته شده است. بایفورکیشن مدل بدون وارد کردن القای خارجی در شکل (۳-الف) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که در مقادیر کوچک β ، دوره‌ی تناوب دو برابر شده^۱، برای مقادیر میانی، دوره‌ی تناوب نصف شده^۲ و در مقادیر بزرگ‌تر، سیستم از آشوب خارج شده است. در واقع در بازه‌ی $0/4 < \beta < 0/2$ ، هم دو برابر شدن و هم نصف شدن دوره‌ی تناوب مشاهده شده که به این خاصیت، ضدیک‌نواختی^۳ گفته می‌شود. لازم به ذکر است که این ویژگی در مدل‌های پیشین مشاهده نشده است. نماهای لیاپانوف مربوط به مقادیر مختلف β نیز در شکل (۳-ب) ارائه شده است. نماهای لیاپانوف با استفاده از روش ولف [۳۲] برای محدوده‌ی زمانی ۴۰۰۰۰ ثانیه محاسبه شده است.

بایفورکیشن مدل با اعمال القای خارجی متناوب در شکل (۴-الف) نشان داده شده است. در این حالت نیز در بازه‌ی $0/2 < \beta < 0/1$ ، هم دو برابر شدن و هم نصف شدن دوره‌ی تناوب مشاهده شده و بنابراین در این حالت نیز خاصیت ضدیک‌نواختی وجود دارد. شکل (۴-ب) نیز نماهای لیاپانوف مربوطه را نشان می‌دهد.

در این رابطه، متغیرهای x ، y ، z و ϕ به ترتیب بیان‌گر ولتاژ غشا، جریان یونی سریع و آهسته و شار مغناطیسی روی غشا، I_{ext} نشان دهنده‌ی یک جریان خارجی و $\rho(\phi)$ بیان‌گر شار مغناطیسی است که با رابطه‌ی (۲) تعریف می‌شود.

$$\rho(\phi) = \alpha + 3\beta\phi^2 \quad (۲)$$

$$\alpha, \beta > 0$$

از آن‌جا که تابع آتش نورون، محدود و در نتیجه به صورت یک‌نواخت مشتق‌پذیر است، فرض می‌شود که کوپلینگ مغناطیسی نیز به صورت یک‌نواخت مشتق‌پذیر بوده و بنابراین از یک تابع ممزیستوری هیبربولیک استفاده می‌شود.

$$\rho(\phi) = \frac{dq(\phi)}{d\phi} = \alpha - \beta \tanh(\phi) \quad (۳)$$

$$\alpha, \beta > 0$$

هم‌چنین یک القای الکترومغناطیسی خارجی نیز به مدل (۱) افزوده شده و مدل نورونی جدید در دو حالت بدون القای خارجی و با القای خارجی متناوب ($\phi_{ext} = E \cos(2\pi ft)$) مورد بررسی قرار می‌گیرد. بنابراین مدل نورونی مغناطیسی جدید به صورت رابطه‌ی (۴) تعریف می‌شود.

$$\begin{aligned} \dot{x} &= y + bx^2 - ax^3 - z + I_{ext} - kx\rho(\phi) \\ \dot{y} &= c - dx^2 - y \\ \dot{z} &= r[s(x + 1.6) - z] \\ \dot{\phi} &= K_1x - k_2\phi + \phi_{ext} \end{aligned} \quad (۴)$$

در این رابطه، ϕ_{ext} بیان‌گر تحریک خارجی اعمال شده است. مقادیر پارامترها بر اساس مدل هیندمارش-رز اولیه تعیین شده و محدوده‌ی مقدار مناسب برای پارامترهای کوپلینگ مغناطیسی نیز به روش سعی و خطا، به نحوی که پاسخ مدل مشابه پاسخ‌های نورونی باشد، به دست آورده شده است. در نهایت مقادیر پارامترها به صورت زیر در نظر گرفته شده است.

$$\begin{aligned} a = 1; b = 3; k = 1; c = 1; d = 5; r = 0.006; s = 4; k_1 = 0.1; k_2 = 0.5; \\ \alpha = 0.1; \beta = 0.06; f = 0.01; I_{ext} = 3.5. E = 0.1 \end{aligned} \quad (۵)$$

فضای فاز مدل نورونی جدید در حالت‌های بدون القای خارجی و القای متناوب به ترتیب در شکل‌های (۱) و (۲) نشان داده شده است.

^۱ Antimonotonicity

^۲ Period Doubling

^۳ Period Halving

که D ضریب کوپلینگ بین نورون‌ها و $\psi(t) = A \cos(\omega t)$ یک نیروی تحریک است و رابطه‌ی (۷) نیز برقرار می‌باشد.

$$\begin{cases} \tau_{i\theta_1} = 1, \text{ for } i = \theta_1 \\ 0, \text{ otherwise} \\ \tau_{j\theta_2} = 1, \text{ for } j = \theta_2 \\ 0, \text{ otherwise} \end{cases} \quad (7)$$

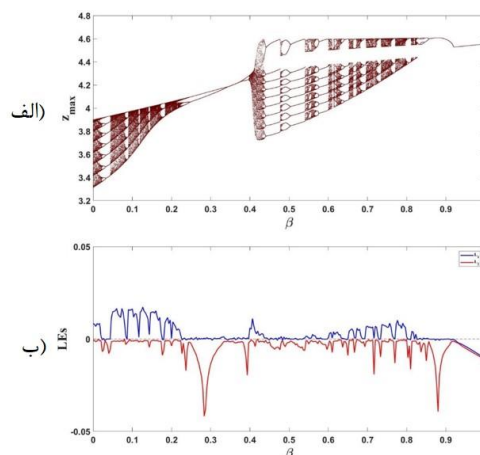
ظهور موج‌های ماریچی در شبکه، با اعمال یک نیروی تحریک متناوب $(\psi(t))$ روی قطر اصلی صفحه‌ی نورونی، در مقادیر مختلف ω ، A و I_{ext} مورد بررسی قرار گرفته و تحریک $\psi(t)$ نیز در فاصله‌ی زمانی [۳۰، ۳۱] ثانیه اعمال شده است. شرایط اولیه‌ی تمام نورون‌ها برابر با $(x, y, z, \phi) = (0/5, -2, 4, 0/1)$ در نظر گرفته شده و از روش رانگ-کوتای مرتبه‌ی ۴ با گام زمانی $0/001$ برای حل شبکه استفاده شده است.

۴-۱- موج ماریچی در شبکه بدون القای مغناطیسی خارجی

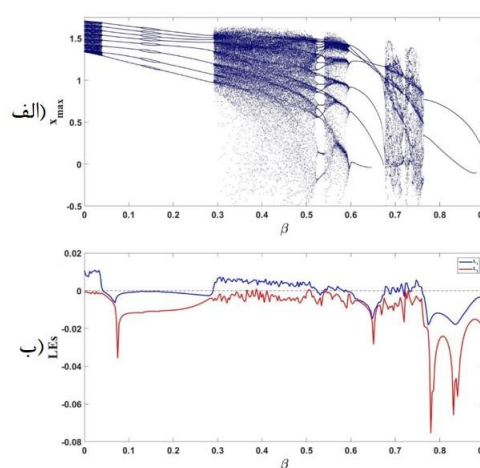
در این حالت مقدار ϕ_{ext} برابر با صفر در نظر گرفته شده و نمایان یا ناپدید شدن موج‌های ماریچی در مقادیر مختلف جریان I_{ext} مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین دامنه‌ی نیروی القایی به صورت متغیر از ۱ تا ۵ در نظر گرفته شده و فرکانس در مقادیر $0/1$ ، $0/01$ ، $0/001$ و $0/0001$ تنظیم شده است.

سطوح مختلف تحریک‌پذیری بافت^۱ در $I_{ext}=3$ برای مقادیر مختلف A و ω ، در شکل‌های (۵) تا (۸) نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود در دامنه‌های کم (مانند $A=1$) (شکل ۵)، موج‌های ماریچی در فرکانس‌های پایین ($0/0001$) نمایان شده و در فرکانس‌های بالاتر ناپدید شده‌اند. هنگامی که مقدار دامنه به ۲ افزایش یافته است، موج‌های ماریچی در فرکانس‌های بالاتر نیز نمایان بوده و در فرکانس $0/1$ ناپدید شده‌اند (شکل ۶). با افزایش مقدار دامنه به ۳، امواج ماریچی در هیچ مقداری از دامنه و فرکانس، شکل نگرفته است (شکل ۷). در حالی که با افزایش مقدار دامنه به ۴، امواج ماریچی مجدداً شکل گرفته و نمایان شده‌اند (شکل ۸).

شکل‌گیری موج‌های ماریچی برای $I_{ext}=3/1$ دامنه‌های ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ و فرکانس‌های $0/1$ ، $0/01$ ، $0/001$ و $0/0001$ در شکل‌های (۹) تا (۱۳) نشان داده شده است. لازم به ذکر است که تحلیل‌ها تا فرکانسی انجام شده که موج‌های ماریچی ناپدید شده‌اند. در این حالت، در دامنه‌های ۱ و ۵، امواج ماریچی در تمام فرکانس‌ها مشاهده شده‌اند (شکل‌های ۹ و ۱۳). در



شکل (۳) - (الف) نمودار بایفورکیشن، (ب) نمای لیاپانوف مدل بدون القای خارجی



شکل (۴) - (الف) نمودار بایفورکیشن، (ب) نمای لیاپانوف مدل با اعمال القای خارجی متناوب

۴-۲- اصلاح شده موج‌های ماریچی در شبکه‌ی نورونی مدل

در این بخش به تشکیل موج‌های ماریچی در شبکه‌ی حاصل از مدل نورونی پرداخته شده است. در ابتدا یک شبکه با ابعاد 110×110 نورون به صورت رابطه‌ی (۶) ساخته شده است.

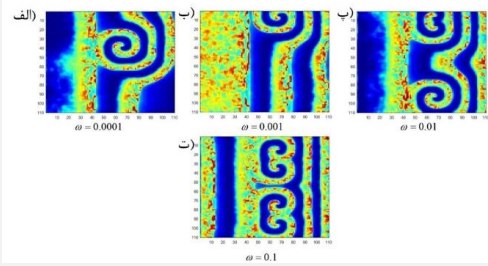
$$\begin{aligned} \dot{x}_{ij} = & y_{ij} + b x_{ij}^2 - a x_{ij}^3 - z_{ij} + I_{ext} \\ & - k x_{ij} \rho(\phi_{ij}) \\ & + D(x_{i+1,j} + x_{i-1,j} + x_{i,j+1} \\ & + x_{i,j-1} - 4x_{ij}) \\ & + \psi(t) \tau_{i\theta_1} \tau_{j\theta_2} \end{aligned} \quad (6)$$

$$\dot{y}_{ij} = c - d x_{ij}^2 - y_{ij}$$

$$\dot{z}_{ij} = r [s (x_{ij} + 1.6) - z_{ij}]$$

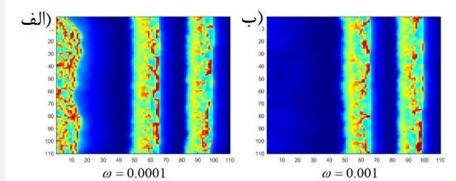
$$\dot{\phi}_{ij} = k_1 x_{ij} - k_2 \phi_{ij} + \phi_{ext}$$

^۱ Tissue Excitability



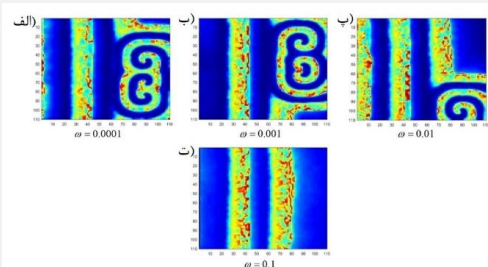
شکل (۹) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در

حالت بدون القای خارجی، برای $I_{ext}=3/1$ و $A=1$ (الف) $\omega=0/0.0001$ (ب) $\omega=0/0.001$ (پ) $\omega=0/0.01$ (ت) $\omega=0/0.1$



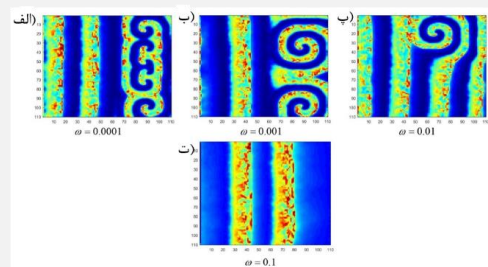
شکل (۱۰) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در

حالت بدون القای خارجی، برای $I_{ext}=3/1$ و $A=2$ (الف) $\omega=0/0.0001$ (ب) $\omega=0/0.001$



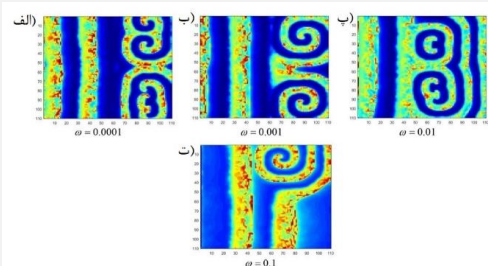
شکل (۱۱) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در

حالت بدون القای خارجی، برای $I_{ext}=3/1$ و $A=3$ (الف) $\omega=0/0.0001$ (ب) $\omega=0/0.001$ (پ) $\omega=0/0.01$ (ت) $\omega=0/0.1$



شکل (۱۲) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در

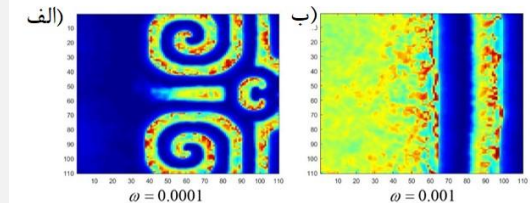
حالت بدون القای خارجی، برای $I_{ext}=3/1$ و $A=4$ (الف) $\omega=0/0.0001$ (ب) $\omega=0/0.001$ (پ) $\omega=0/0.01$ (ت) $\omega=0/0.1$



شکل (۱۳) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در

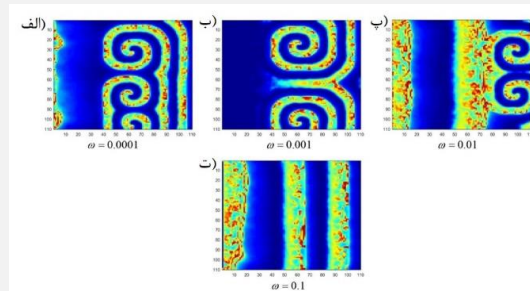
حالت بدون القای خارجی، برای $I_{ext}=3/1$ و $A=5$ (الف) $\omega=0/0.0001$ (ب) $\omega=0/0.001$ (پ) $\omega=0/0.01$ (ت) $\omega=0/0.1$

دامنه‌های ۳ و ۴، در فرکانس ۰/۱، امواج صفحه‌ای قدرت بیش‌تری پیدا کرده و باعث تخریب امواج ماریچی شده‌اند (شکل‌های ۱۱ و ۱۲). در دامنه‌ی ۲ نیز شکل‌گیری امواج ماریچی در هیچ‌یک از فرکانس‌ها مشاهده نشده است (شکل ۱۰). لازم به ذکر است که مقادیر دیگری نیز برای I_{ext} در نظر گرفته شده اما در هیچ‌کدام امواج ماریچی شکل نگرفته است.



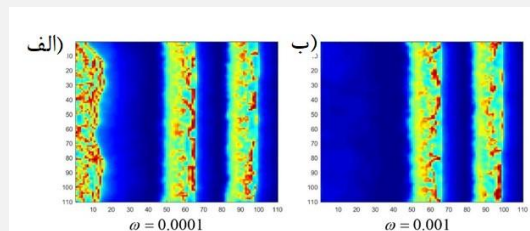
شکل (۵) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در

حالت بدون القای خارجی، برای $I_{ext}=3$ و $A=1$ (الف) $\omega=0/0.0001$ (ب) $\omega=0/0.001$



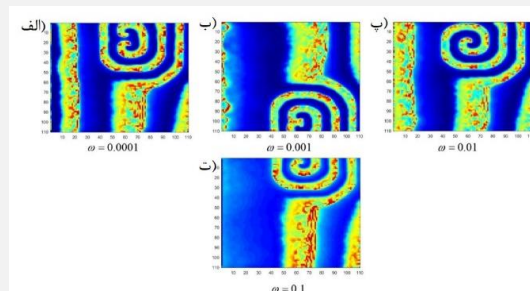
شکل (۶) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در

حالت بدون القای خارجی، برای $I_{ext}=3$ و $A=2$ (الف) $\omega=0/0.0001$ (ب) $\omega=0/0.001$ (پ) $\omega=0/0.01$ (ت) $\omega=0/0.1$



شکل (۷) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در

حالت بدون القای خارجی، برای $I_{ext}=3$ و $A=3$ (الف) $\omega=0/0.0001$ (ب) $\omega=0/0.001$



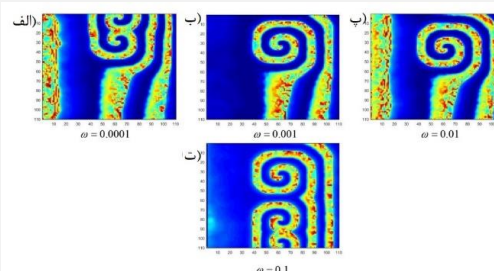
شکل (۸) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در

حالت بدون القای خارجی، برای $I_{ext}=3$ و $A=4$ (الف) $\omega=0/0.0001$ (ب) $\omega=0/0.001$ (پ) $\omega=0/0.01$ (ت) $\omega=0/0.1$

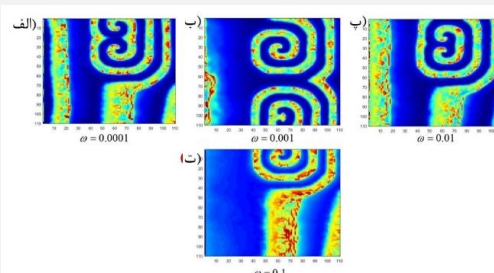
پاسخ شبکه برای $I_{ext}=3$ و $A=3$ ، در شکل (۱۴) نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل (۱۴-الف) مشاهده می‌شود، در فرکانس 0.0001 ، دو هسته‌ی مارپیچ نامتقارن تشکیل شده است. در فرکانس‌های 0.001 و 0.01 دو هسته‌ی نامتقارن به یک هسته‌ی مارپیچی تبدیل شده است (شکل ۱۴-ب و ۱۴-پ). در شکل (۱۴-ت) مشاهده می‌شود که افزایش فرکانس منجر به بازنمایی دو هسته‌ی نامتقارن و ظهور یک هسته‌ی مارپیچ سوم با میدان نشدید بزرگ‌تر، شده است. نتایج شبکه برای دامنه‌های ۴، ۵ و ۶ و فرکانس‌های مختلف در شکل‌های (۱۵) تا (۱۷) ارائه شده است. در فرکانس 0.0001 ، افزایش دامنه باعث افزایش تعداد هسته‌ها شده که در شکل‌های (۱۵-الف)، (۱۶-الف) و (۱۷-الف) قابل مشاهده است. در فرکانس‌های 0.001 و 0.01 ، افزایش دامنه باعث جدا شدن هسته‌های مارپیچی در دامنه‌های ۴ و ۵ و سپس به هم پیوستن هسته‌ها در دامنه‌ی ۶ و فرکانس 0.001 شده است. در فرکانس 0.01 و دامنه‌ی ۴، امواج مارپیچی به یک تک‌هسته تنزل پیدا کرده (شکل ۱۵-ت) اما در دامنه‌ی ۵ مجدداً دو هسته‌ی جداگانه شکل گرفته (شکل ۱۶-ت) و دوباره در دامنه‌ی ۶ هسته‌ها ادغام شده‌اند.

۵- نتیجه‌گیری

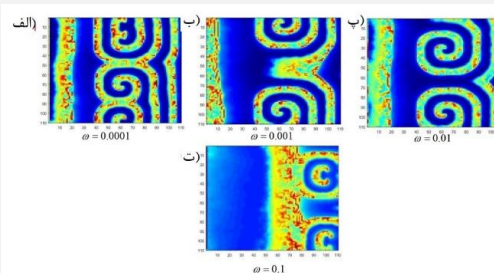
در این مقاله یک مدل نورونی چهارمتغیره، با اضافه کردن یک تابع هیپربولیک ممریستوری به عنوان شار مغناطیسی به مدل هیندمارش-رز معرفی شده است. تغییرات یونی باعث ایجاد یک میدان الکتریکی در خارج غشای سلول و در نتیجه ایجاد شار مغناطیسی شده که این شار مغناطیسی باعث تغییر سطح تحریک‌پذیری نورون‌ها می‌شود. بنابراین لازم است تا اثرات الکترومغناطیسی نیز در مدل‌های نورونی در نظر گرفته شوند. با مد نظر قرار دادن شار مغناطیسی در مدل نورونی، نتایج به دست آمده ارتباط نزدیک‌تری با واقعیت خواهد داشت. مزیت مدل ارائه شده در این مقاله نسبت به مدل‌های پیشین، تغییر کوپل مغناطیسی با تابع هیپربولیک است که دارای خاصیت مشتق‌پذیری یک‌نواخت می‌باشد. هم‌چنین یک القای الکترومغناطیسی خارجی نیز به مدل نورونی جدید اعمال شده است. سپس دینامیک مدل پیشنهادی در دو حالت بدون اعمال القای الکترومغناطیسی و با اعمال القای الکترومغناطیسی متناوب مورد بررسی قرار گرفته و نمودارهای بایفورکیشن و نماهای لیاپانوف رسم شده است. با افزایش پارامتر بایفورکیشن، دوبرابر شدن و نصف شدن دوره‌ی تناوب، رخ داده که نشان دهنده‌ی خاصیت ضدیک‌نواختی بوده و در



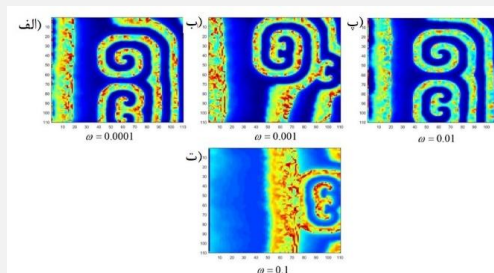
شکل (۱۴) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در حالت با القای خارجی، برای $I_{ext}=3$ و $A=3$ ، (الف) $\omega=0.0001$ ، (ب) $\omega=0.001$ ، (پ) $\omega=0.01$ ، (ت) $\omega=0.1$



شکل (۱۵) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در حالت با القای خارجی، برای $I_{ext}=3$ و $A=4$ ، (الف) $\omega=0.0001$ ، (ب) $\omega=0.001$ ، (پ) $\omega=0.01$ ، (ت) $\omega=0.1$



شکل (۱۶) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در حالت با القای خارجی، برای $I_{ext}=3$ و $A=5$ ، (الف) $\omega=0.0001$ ، (ب) $\omega=0.001$ ، (پ) $\omega=0.01$ ، (ت) $\omega=0.1$



شکل (۱۷) - تصویر لحظه‌ای ولتاژ غشای نورون‌های شبکه در حالت با القای خارجی، برای $I_{ext}=3$ و $A=6$ ، (الف) $\omega=0.0001$ ، (ب) $\omega=0.001$ ، (پ) $\omega=0.01$ ، (ت) $\omega=0.1$

۴-۲- موج مارپیچی در شبکه با القای مغناطیسی خارجی

در این حالت یک تحریک متناوب به صورت $\varphi_{ext}=E\cos(2\pi ft)$ به مدل اعمال شده و شکل‌گیری امواج مارپیچی در مقادیر مختلف پارامترها مورد بررسی قرار گرفته است. تصویر لحظه‌ای

- scale-free neuronal network”, *Sci. China Technol. Sc.*, vol. 59, pp. 364-70, 2016.
- [9] M. Jalili. “Spike phase synchronization in multiplex cortical neural networks”. *Physica A*, vol. 446, pp. 325-333, 2017.
- [10] J. Ma, et. al., “Synchronization behaviors of coupled neurons under electromagnetic radiation”, *Int. J. Mod. Phys. B*, vol. 31, pp. 1650251, 2017.
- [11] Y. Xu, et. al., “Synchronization between neurons coupled by memristor”. *Chaos. Soliton. Fract.* vol. 104, pp. 435-42, 2017.
- [12] S. Majhi, et. al., “Chimera states in a multilayer network of coupled and uncoupled neurons”. *Chaos*, vol. 27, pp. 073109, 2017.
- [13] Z. Wei, et. al., “Nonstationary chimeras in a neuronal network”, *Europhys. Lett.*, vol. 123, pp. 48003, 2018.
- [14] Z. Rostami, S. Jafari, “Defects formation and spiral waves in a network of neurons in presence of electromagnetic induction”, *Cogn. Neurodynamics*, vol. 12, pp. 235-54, 2018.
- [15] Z. Rostami, et. al., “Elimination of spiral waves in excitable media by magnetic induction”, *Nonlinear Dyn.*, pp. 1-14, 2018.
- [16] Y. Yao, et. al., “Impact of bounded noise on the formation and instability of spiral wave in a 2D Lattice of neurons”, *Sci. Rep.*, vol. 7, pp. 43151, 2017.
- [17] H. Ashikaga, R.G. James, “Hidden structures of information transport underlying spiral wave dynamics”, *Chaos*, vol. 27, pp. 013106, 2017.
- [18] T. Epanchintsev, et.al., “Spiral Wave Drift Induced by High-Frequency Forcing. Parallel Simulation in the Luo–Rudy Anisotropic Model of Cardiac Tissue”, *Proc. International Conference on Computational Science: Springer*, pp. 378-91, 2018.
- [19] Y. Wang, et. al., “Effect of network structural perturbations on spiral wave patterns”, *Nonlinear Dyn.*, vol. 93, pp. 1671–1680, 2018.
- [20] MO. Gani, T. Ogawa, “Spiral breakup in a RD system of cardiac excitation due to front–back interaction”, *Wave Motion*, vol. 79, pp. 73-83, 2018.
- [21] G. Yuan, et.al., “Feedback-controlled dynamics of spiral waves in the complex Ginzburg–Landau equation”, *Nonlinear Dyn.*, vol. 90, pp. 2745-53, 2017.
- [22] G. Zhang, et.al., “Selection of spatial pattern on resonant network of coupled memristor and Josephson junction”, *Commun. Non-linear Sci. Numer. Simul.*, vol. 65, pp. 79-90, 2018.
- [23] R. FitzHugh, “Impulses and physiological states in theoretical models of nerve membrane”, *Biophys. J.*, vol. 1, pp. 445-66, 1961.
- [24] JL. Hindmarsh JL, R. Rose, “A model of neuronal bursting using three coupled first order differential equations” *Proc. R Soc. Lond. B.*, vol. 221, pp. 87-102, 1984.
- [25] AL. Hodgkin, AF. Huxley, “A quantitative description of membrane current and its

مدل‌های پیشین مشاهده نشده است. سپس با ایجاد یک شبکه‌ی مربعی از نورون پیشنهاد شده، ظهور و ناپدید شدن موج‌های مارپیچی مورد بررسی قرار گرفته است. در هر دو حالت بدون القای خارجی و با القای خارجی متناوب، پارامترهای تحریک و مقدار جریان تغییر داده شده و نتایج به دست آمده تحلیل شده است. نتایج نشان داده است که شکل‌گیری امواج مارپیچی، به طور هم‌زمان، به تعامل قوی بین تمام پارامترها، بستگی دارد.

برای اعتبارسنجی مدل و الگوهای مارپیچی مشاهده شده، می‌توان از داده‌های fmri و یا سیگنال‌های EEG استفاده کرد. از آن‌جا که موج‌های مارپیچی در واقع الگوهایی مکانی-زمانی هستند، در صورت استفاده از داده‌ی EEG، باید تعداد کانال‌های سیگنال ثبت شده بسیار بالا بوده تا از رزولوشن مکانی مناسبی برخوردار باشد. در هنگام ثبت داده‌ها نیز باید یک میدان الکترومغناطیسی خارجی به افراد تابانده شود تا بیان‌گر تحریک خارجی اعمال شده در مدل باشد. از آن‌جا که ممکن است تحریک مغناطیسی خارجی با میدان ثبت داده‌ی fmri تداخل پیدا کند، به نظر می‌رسد که استفاده از داده‌های EEG مناسب‌تر باشد. با تشکیل الگوهای مکانی-زمانی از داده‌های واقعی، امکان بررسی و اعتبارسنجی الگوهای مشاهده شده در شبیه‌سازی‌ها فراهم خواهد شد.

۶- مراجع

- [1] R. Albert R, A-L. Barabási. “Statistical mechanics of complex networks”, *Rev. Mod. Phys.*, vol. 74, pp. 47, 2002.
- [2] S. Boccaletti, et. al., “Complex networks: Structure and dynamics”, *Phys. Rep.*, vol. 424, pp. 175-308, 2006.
- [3] ME Newman, “The structure and function of complex networks”, *SIAM Rev.*, vol. 45, pp. 167-256, 2003.
- [4] V. Berc, “Complexity and dynamics of topological and community structure in complex networks”, *Eur. Phys. J. Spec. Top.*, vol. 226, pp. 2205-18, 2017.
- [5] M. Jalili, M. Perc, “Information cascades in complex networks”, *J. Complex Networks*, vol. 5, pp. 665-93, 2017.
- [6] RV Solé, S. Valverde, “Information theory of complex networks: on evolution and architectural constraints”, *Complex networks*, pp. 189-207, 2004.
- [7] Y. Ji, et. al., “Dynamical analysis of periodic bursting in piece-wise linear planar neuron model”, *Cogn. Neurodynamics*, vol. 9, pp. 573-9, 2017.
- [8] E. Yilmaz, et. al., “Enhancement of pacemaker induced stochastic resonance by an autapse in a

- [30] J. Hindmarsh, P. Cornelius, "The development of the Hindmarsh-Rose model for bursting", *Bursting: the genesis of rhythm in the nervous system*: World Scientific, pp. 3-18, 2005.
- [31] M. Lv, J. Ma, "Multiple modes of electrical activities in a new neuron model under electromagnetic radiation", *Neurocomputing*, vol. 205, pp. 375-81, 2016.
- [32] A. Wolf A, et.al., "Determining Lyapunov exponents from a time series", *Physica D*, vol. 16, pp. 285-317, 1985.
- [33] M. Nabaei, N. Fatouree, "Microstructural modelling of cerebral aneurysm evolution through mural-cell-mediated destructive remodeling," *J. Theor. Biol.*, vol. 354, pp. 60-71, Aug. 2014.
- application to conduction and excitation in nerve", *J. Physiol.*, vol. 117, pp. 500-44, 1952.
- [26] E.M. Izhikevich, "Simple model of spiking neurons" *IEEE Trans. on neural networks*, vol. 14, pp. 1569-72, 2003.
- [27] F. Zhan, S. Liu, "Response of Electrical Activity in an Improved Neuron Model under Electromagnetic Radiation and Noise", *Front. Comput. Neurosci.*, vol. 11, pp. 107, 2017.
- [28] M. Shi, Z. Wang, "Abundant bursting patterns of a fractional-order Morris-Lecar neuron model", *Commun. Nonlinear Sci. Numer. Simul.*, vol. 19, pp. 1956-69, 2014.
- [29] B. Bao, et. al., "AC-induced coexisting asymmetric bursters in the improved Hindmarsh-Rose model", *Nonlinear Dyn.* vol. 92, pp. 1695-1706, 2018.