

## A Cellular Automata Model for Action Potential Propagation based on Geometric Pattern of Action Potential

S. H. Sabzpoushan<sup>1\*</sup>, F. Pourhasanzadeh<sup>2</sup>, A. Badangiz<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Assistant Professor, Dept. of Bioelectric, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

<sup>2</sup> M.Sc Student, Dept. of Bioelectric, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran, fpourhasan@ee.iust.ac.ir

<sup>3</sup> M.Sc Student, Dept. of Bioelectric, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran, abadangiz@ee.iust.ac.ir

---

### Abstract

The heart tissue is an excitable media. Cellular Automata is an approach describing cardiac action potential propagation. One of the advantages of Cellular Automata approach over the differential equations based models is its high speed in large scale simulations. Prior Cellular Automata models are not able to eliminate flat edges in the simulated patterns or have large neighborhoods. Moreover, they are not able to match the shape of ventricular action potential to the real ones. In this paper, we present a new model which prevents flat edges creation by using minimum number of neighbors. we also rather preserve the real shape of action potential by using linear curve fitting of a well known electrophysiological model.

**Key words:** Action potential, Propagation, Cellular Automata, Behavioral models, Geometric pattern of cardiac action potential propagation.

---

\* Corresponding author

Address: Seyyed Hojjat Sabzpoushan, Dept. of Bioelectric, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

Tel: +98 21 77240492

Fax: +98 21 77240490

E-mail: sabzposh@iust.ac.ir

## ارائه مدل انتشار پتانسیل عمل در بافت قلب با استفاده از اتوماتای سلولی و الگوی هندسی پتانسیل عمل

سید حجت سبز پوشان<sup>۱\*</sup>، فاطمه پورحسن زاده<sup>۲</sup>، آذر بادانگیز<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

<sup>۲</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران [fpourhasan@ee.iust.ac.ir](mailto:fpourhasan@ee.iust.ac.ir)

<sup>۳</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی دانشکده برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران [abadangiz@ee.iust.ac.ir](mailto:abadangiz@ee.iust.ac.ir)

### چکیده

بافت قلب محیطی تحریک پذیر است. یکی از روش‌های توصیف انتشار پتانسیل عمل در بافت قلب، استفاده از مدل اتوماتای سلولیت. سرعت اجرای مدل‌های مبتنی بر اتوماتای سلولی در شبیه‌سازی‌های مقیاس بزرگ، یکی از مزایای آن نسبت به روش‌های مبتنی بر معادلات دیفرانسیل است. مدل‌های قبلی مبتنی بر اتوماتای سلولی، قادر به حذف لبه‌های مسطح ایجاد شده در الگوهای حاصل نیستند و یا همسایگی‌های بزرگی دارند. به علاوه در مدل‌های قبلی تلاشی برای تطبیق الگوی هندسی پتانسیل عمل بطنی با پتانسیل عمل واقعی نشده است. در این مقاله مدلی ارائه شده است که با حداقل همسایگی، از تولید لبه‌های مسطح جلوگیری می‌کند. همچنین با تقریب خطی از مدل الکتروفیزیولوژیکی معروف، الگوی هندسی پتانسیل عمل نیز در مدل برآورد می‌شود.

کلیدواژه‌ها: پتانسیل عمل، انتشار، مدل‌های رفتاری، اتوماتای سلولی، الگوی انتشار پتانسیل عمل در قلب.

\*عهده‌دار مکاتبات

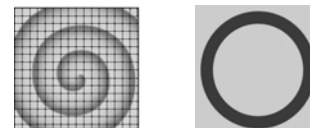
نشانی: تهران، میدان رسالت، خیابان هنگام، دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی برق، گروه بیوالکترونیک  
تلفن: ۷۷۲۴۰۴۹۲، دورنگار: ۷۷۲۴۰۴۹۰، پیام نگار: [sabzposh@iust.ac.ir](mailto:sabzposh@iust.ac.ir)

## ۱- مقدمه

بیماری‌های قلبی از مهمترین عوامل مرگ در دنیای صنعتی امروز به‌شمار می‌روند. بسیاری از موارد مرگ و میر به‌دلیل انتشار غیر طبیعی امواج الکتریکی در بافت قلب رخ می‌دهند. درک مستقیم انتشار پتانسیل عمل در بافت قلب برای دانشمندان به آسانی امکان‌پذیر نیست. بنابراین مدل‌سازی و شبیه‌سازی آن از اهمیت بالایی برخوردار است.

مدل‌های زیادی برای شبیه‌سازی انتشار پتانسیل عمل در بافت قلب ارائه شده‌اند. به‌دلیل تعداد بسیار زیاد سلول‌ها و محدودیت‌های محاسباتی کامپیوترهای امروزی، مدل‌های سلولی با حجم محاسباتی کم، مورد توجه هستند. مدل اتوماتای سلولی<sup>۱</sup> (CA) از دسته مدل‌های رفتاری سلولی است که در مقایسه با مدل‌های الکتروفیزیولوژیکی، حجم محاسباتی کمتری دارد. محققان زیادی از مدل اتوماتای سلولی برای مدل‌سازی انتشار پتانسیل عمل در بافت قلب استفاده کرده‌اند [۱-۷].

عضله قلب محیطی تحریک‌پذیر دارد و امواج دی‌پولاریزاسیون<sup>۲</sup> و ری‌پولاریزاسیون<sup>۳</sup> در آن منتشر می‌شوند. یکی از خواص بسیار مهم امواج در محیط تحریک‌پذیر، الگوی انتشار آنهاست. از جمله الگوهای انتشار می‌توان به الگوی حلقه<sup>۴</sup> و الگوی موسوم به امواج حلزونی<sup>۵</sup> اشاره کرد [۸] (شکل ۱). در بررسی انتشار موج در محیط تحریک‌پذیر، مدل پیشنهادی باید قادر به شبیه‌سازی این الگوها باشد. در این مقاله مدلی رفتاری برای شبیه‌سازی انتشار پتانسیل عمل در قلب ارائه می‌شود. همچنین تطابق ظاهری این مدل در شبیه‌سازی انتشار موج با الگوهای انتشار و اثر تغییر پارامترهای مدل بر الگوهای حاصل نیز مورد ارزیابی و بررسی قرار خواهد گرفت.



شکل ۱- الگوهای انتشار موج. الف) الگوی حلقه؛ ب) الگوی حلزونی

## ۱-۱- اتوماتای سلولی

اتوماتای سلولی در اواخر دهه ۱۹۴۰ به‌وسیله وان نیومان<sup>۶</sup> مطرح و پس از او توسط ریاضیدانی به نام اولام<sup>۷</sup> به عنوان مدلی برای بررسی رفتار سیستم‌های پیچیده پیشنهاد شد [۹]. دانش اتوماتای سلولی با قرار دادن اجزای ساده در کنار هم، سعی در ایجاد یک سیستم پیچیده دارد [۱، ۸، ۹]. اتوماتای سلولی می‌تواند کاربردهای وسیعی در مطالعه سیستم‌های پیچیده طبیعی مانند جریان سیالات در فیزیک [۹] یا سیستم‌های زیستی داشته باشد.

در سیستم‌های مبتنی بر اتوماتای سلولی قانونی جامع وجود دارد. این قانون بر اساس ارتباطات محلی مشخص می‌کند که هر سلول چگونه از سلول‌های همسایه خود اثر می‌پذیرد و تحت چه شرایطی تحریک می‌شود [۹، ۱۰]. منظور از همسایه‌های یک سلول، سلول‌هایی هستند که حالت‌های فعالیت آن را تحت تأثیر قرار می‌دهند.

از ویژگی‌های اتوماتای سلولی، گسستگی در زمان و مکان است. سلول‌ها می‌توانند یکسان یا غیریکسان باشند. هر سلول می‌تواند تعداد محدودی حالت را به عنوان وضعیت خود اختیار کند [۱۰]. دو نوع همسایگی مهم در اتوماتای سلولی دوبعدی عبارت‌اند از: ۱. همسایگی مور<sup>۸</sup> که برای هر سلول مرکزی، هشت سلول مجاور به عنوان همسایه شناخته می‌شوند و ۲. همسایگی وان نیومان که برای هر سلول، چهار همسایه سلولی در نظر می‌گیرند [۹] (شکل ۲).

## ۱-۲- مدل‌های انتشار مبتنی بر اتوماتای سلولی

اولین مدل اتوماتای سلولی انتشار پتانسیل عمل به‌وسیله مو<sup>۹</sup> برای فیبریلاسیون دهلیز مطرح شد [۲]. برای هر سلول پنج حالت؛ یک حالت استراحت، یک حالت تحریک کامل و سه حالت میانی برای بازیابی<sup>۱۰</sup> در نظر گرفته شد. سلول‌ها به صورت شش ضلعی فرض شدند و هر سلول شش همسایه داشت (شکل ۳). اشکال مدل مو عدم تطابق شکل انتشار موج حلزونی با واقعیت است (شکل ۴). از این‌رو مدل‌های بعدی با الگو برداری از این مدل سعی در رفع نواقص آن نمودند.

<sup>۱</sup> Cellular Automata<sup>۵</sup> Spiral wave<sup>۹</sup> Moe<sup>۲</sup> Depolarisation<sup>۶</sup> Von Neumann<sup>۱۰</sup> Recovery<sup>۳</sup> Repolarisation<sup>۷</sup> Ulam<sup>۴</sup> Ring<sup>۸</sup> Moore

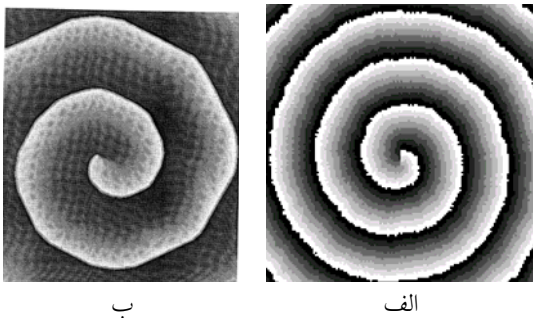
مارکوس<sup>۱۴</sup> با اعمال تغییراتی در مدل گرهارد، مدلی جدید ارائه نمود [۵]. او متغیر واحد  $S$  که مقداری بین صفر و  $N+1$  اختیار می‌کرد را به جای دو متغیر  $u$  و  $v$  به کار برد. حالت استراحت سلول با  $S=0$ ، حالت تحریک شده را با  $S=N+1$  و حالت بازیابی را با  $1 \leq S \leq N$  نشان داد. سلول‌هایی که در شعاع دایروی  $r$  از یک سلول قرار داشتند، همسایه‌های آن معرفی شدند. شکل ۵- الف الگوی حلزونی حاصل از این مدل را نشان می‌دهد. استفاده از فاصله شعاعی و محاسبه جذر از معایب این روش است زیرا سرعت شبیه‌سازی را کاهش می‌دهد.

مدل‌های بعدی به وسیله ویمار<sup>۱۵</sup> ارائه شدند [۶، ۷] که اساس آنها بر وزندهی به همسایگان استوار بود. در واقع هرچه همسایه یک سلول در فاصله دورتری از آن قرار می‌گرفت، وزن کمتری به آن اختصاص می‌یافت. یکی از مشکلات اساسی مدل ویمار آن بود که با وجود به‌کارگیری چنین همسایگی بزرگی، هنوز هم لبه‌های مسطح در موج حلزونی حاصل (شکل ۵- ب) مشاهده می‌شد.

## ۲- روش

### ۲-۱- الگوی هندسی پتانسیل عمل سلول قلبی

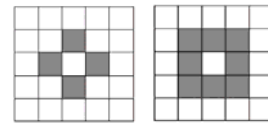
طرح هندسی پتانسیل عمل در سلول بطنی مطابق شکل ۶ به پنج مرحله تقسیم می‌شود. مرحله ۴، حالت استراحت است. در این حالت مقدار پتانسیل حدوداً  $-90\text{mV}$  است. اگر تحریک اعمال شده به سلول مناسب باشد، پتانسیل عمل وارد مرحله صفر می‌شود.



ب

الف

شکل ۵- الف) الگوی حلزونی حاصل از مدل مارکوس؛ ب) موج حلزونی حاصل از مدل ویمار در شبکه  $686 \times 960$  سلولی [۳]. مدل مارکوس لبه‌های مسطح کمتری دارد.

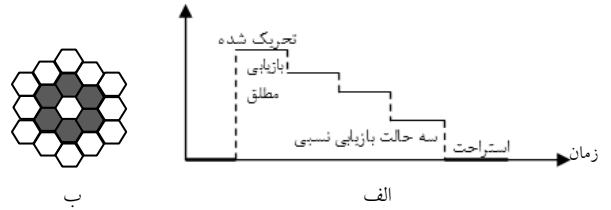


ب

الف

شکل ۲- انواع همسایگی‌های مهم در اتوماتای سلولی. الف) همسایگی مور؛ ب) همسایگی وان نیومان

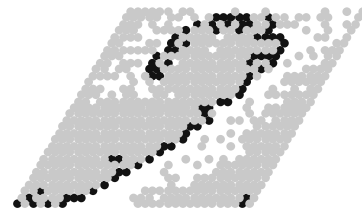
پتانسیل عمل



ب

الف

شکل ۳- الف) طرح کلی مدل مور برای یک سلول؛ ب) سلول‌های مشکی رنگ همسایه‌های سلول مرکزی در مدل مور هستند.



شکل ۴- موج حلزونی تولید شده به وسیله مدل مور در زمان دلخواه  $t=184$ . نقاط مشکی رنگ، سلول‌های تحریک شده و نقاط سفید، سلول در حالت بازیابی و نقاط طوسی، سلول در حالت استراحت را نشان می‌دهند [۳].

مدل دیگری که به وسیله گرهارد<sup>۱۱</sup> معرفی شد؛ شامل دو متغیر  $u$  و  $v$  بود که به ترتیب مقدار تحریک و بازیابی سلول را نشان می‌داد. متغیر  $u$  می‌توانست مقادیر صفر یا یک را اختیار کند که به ترتیب نشان دهنده حالت استراحت و حالت تحریک شده بود. متغیر  $v$  نیز می‌تواند مقداری بین صفر تا مقدار بیشینه از قبل تعیین شده‌ای را اختیار نماید [۴]. این مدل قادر به تولید موجی یکنوا<sup>۱۲</sup> با توجه به همسایگی شعاع مربعی سه (همسایگی ۴۸ سلولی) بود.

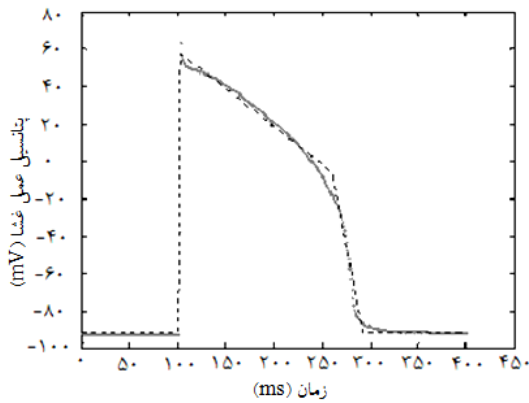
استفاده از تعداد زیاد همسایگی در مدل گرهارد، سرعت اجرای برنامه را در شبیه‌سازی‌های مقیاس بزرگ کاهش می‌داد. همچنین در الگوهای حاصل، لبه‌هایی مسطح<sup>۱۳</sup> ایجاد می‌کرد.

<sup>11</sup> Gerhardt  
<sup>15</sup> Weimar

<sup>12</sup> Isotropic

<sup>13</sup> Flat edges

<sup>14</sup> Markus



شکل ۸- پتانسیل عمل حاصل از مدل؛ منحنی ممتد مدل نوبل ۲۰۰۰ و منحنی خط چین، داده‌های برازش شده است.

## ۲-۲- قانون اتوماتای سلولی

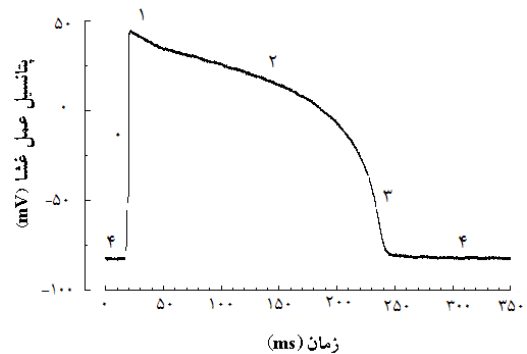
در این مقاله قانون اتوماتای سلولی با تلفیق مدل مارکوس و گرهارد و ابداعات جدیدی در آنها ارائه شده است. بدین ترتیب که همسایگی‌های مور و وان نیومن را که در شکل ۲ مشاهده شد، در نظر گرفتیم. در عین حال مشابه با مدل مارکوس، متغیر  $S_{mn}^t$  را تعریف نمودیم؛ با این تفاوت که  $S_{mn}^t$  را مجموع سلول‌های همسایه در زمان  $t$  در نظر گرفتیم.  $n$  و  $m$  به ترتیب نشان دهنده شماره سطر و ستون سلول و گام زمانی بررسی وضعیت سلول هستند. متغیرهای  $u_{mn}^t$  و  $v_{mn}^t$  را مانند مدل گرهارد تعریف نمودیم. با این تفاوت که هر دو می‌توانند  $N$  حالت یعنی مقداری بین ۰ تا  $N-1$  اختیار کنند. که  $N$  پارامتر مدل یعنی تعداد حالات گسسته بین استراحت و تحریک کامل است.

قانون تحریک‌پذیری این‌گونه اعمال شد که اگر  $S_{mn}^t$  از مقدار آستانه  $\Delta$  تحریک سلول ( $\Delta$ ) بیشتر باشد و  $u_{mn}^t = v_{mn}^t = 0$ ؛ آنگاه سلول تحریک می‌شود، در نتیجه  $v_{mn}^t = 0$  و  $u_{mn}^t = u_p$  خواهد بود. اگر  $S_{mn}^t < \Delta$  و  $u_{mn}^t = v_{mn}^t = 0$  باشد، آنگاه سلول تحریک نشده و حالت قبلیش را حفظ می‌کند.

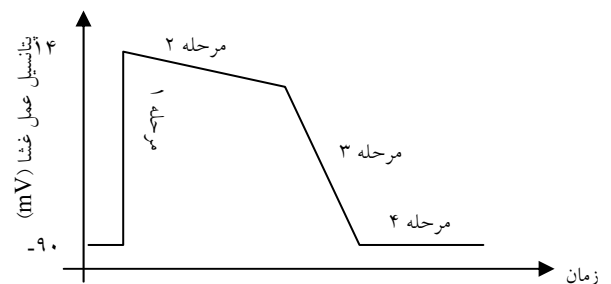
اگر  $u_{mn}^t + v_{mn}^t \neq 0$  باشد، در این صورت مقادیر  $v_{mn}^t$  و  $u_{mn}^t$  مسیرهای مشخص شده در شکل ۹ را طی می‌کنند تا در نهایت پس از چند گام زمانی دوباره به حالت استراحت یعنی  $u_{mn}^t = v_{mn}^t = 0$  برسند.

بعد از رسیدن ولتاژ به مقدار بیشینه، ولتاژ سلول در طول مرحله ۱ با شیب نسبتاً تند کاهش می‌یابد. مرحله ۲، تقریباً مدت پتانسیل عمل<sup>۱۶</sup> (APD) را نشان می‌دهد. در این مرحله شیب کاهش ولتاژ اندک است. طی مرحله ۳ که مرحله بازیابی است، سلول با شیبی کمتر از مرحله صفر به حالت استراحت باز می‌گردد.

در این مقاله برای وارد کردن شکل هندسی پتانسیل عمل در مدل از روش تکه‌ای-خطی استفاده شده است. این مدل شامل چهار مرحله است (شکل ۷). با الگو قرار دادن مدل الکتروفیزیولوژیک نوبل ۲۰۰۰<sup>۱۷</sup> نصب شده در نرم‌افزار COR<sup>۱۸</sup> [۱۲] و با استفاده از منحنی‌های برازش، تلاش شد تا تقریب شکل ۷ حتی الامکان به واقعیت نزدیک باشد. شکل ۸ پتانسیل عمل حاصل از مدل نوبل ۲۰۰۰ [۱۲] را به همراه منحنی‌های برازش مطابق الگوی شکل ۷ نشان می‌دهد. با توجه به منحنی‌های برازش، شیب منحنی پتانسیل عمل در مرحله ۱ از شکل ۷ مساوی ۷/۷۷۹ mv/ms؛ در مرحله ۲، ۰/۴۲ mv/ms- و در مرحله ۳، ۲/۴۹ mv/ms- در نظر گرفته شد. از معیار NMSE<sup>۱۹</sup> برای سنجش منحنی برازش استفاده شد. در این حالت، مقدار NMSE مدل ۰/۰۲۵۸ به دست آمد.



شکل ۶- نمونه‌ای از پتانسیل عمل ثبت شده از عضله قلبی بطن چپ [۱۱]



شکل ۷- پتانسیل عمل تقریبی پیشنهادی در این مقاله

<sup>16</sup> Action Potential Duration  
<sup>19</sup> Normalized Mean Square Error

<sup>17</sup> Nobel  
<sup>20</sup> Threshold

<sup>18</sup> Cellular Open Resource

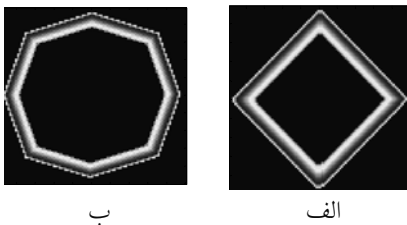
قرار گرفت.

### ۳-۱- اثر پارامتر $\Delta$

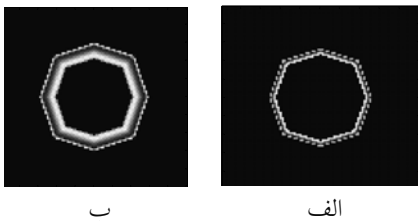
شکل ۱۰ اثر پارامتر  $\Delta$  را بر تولید و یا حذف لبه‌های مسطح در انتشار موج حلقوی تحت شرایط  $u_{up} = 3$  و  $u_{Down} = 2$  و  $u_2 = 0.5$  با پارامترهای  $N = 10$  و  $\Delta = 2$  و  $\Delta = 3$  نشان می‌دهد. با توجه به نتایج؛  $\Delta = 3$  الگوی هدف هشت ضلعی ارائه می‌دهد. در حالی که با  $\Delta = 2$ ، الگوی هدف چهار ضلعی مشاهده می‌شود (شکل ۱۰). یعنی با افزایش  $\Delta$ ، در الگوی حاصل لبه‌های مسطح کمتری مشاهده شده و شکل حاصل به الگوی حلقه نزدیک‌تر می‌شود.

### ۳-۲- اثر پارامتر $N$

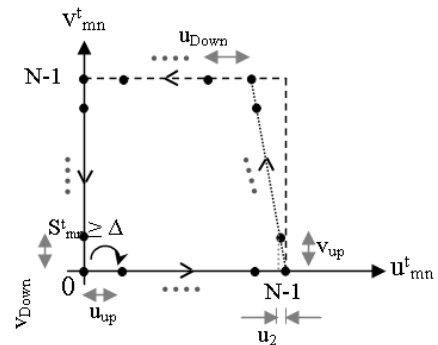
شکل ۱۱ اثر پارامتر  $N$  بر الگوی حاصل را نشان می‌دهد. واضح است که تغییر  $N$  بر شکل الگوی حاصل اثری ندارد و افزایش آن تنها ضخامت شکل را افزایش می‌دهد و نمایش محتوای آن تنها ضخامت شکل را افزایش می‌کند. همین نتیجه برای الگوی حلزونی نیز مشاهده می‌شود.



شکل ۱۰- بررسی اثر پارامتر  $\Delta$  در شبکه  $100 \times 100$  با  $N = 10$  و  $u_{up} = 3$  و  $u_{Down} = 2$  و  $u_2 = 0.5$ . الف)  $\Delta = 2$ ؛ ب)  $\Delta = 3$ . با افزایش  $\Delta$ ، لبه‌های مسطح کمتر می‌شود و الگوی حاصل به الگوی هدف نزدیک‌تر می‌گردد.



شکل ۱۱- بررسی اثر پارامتر  $N$  در شبکه  $100 \times 100$  سلولی با  $\Delta = 3$ . الف)  $N = 4$ ؛ ب)  $N = 10$ .



شکل ۹- نمودار گذر بین حالات مختلف متغیرها که در حالت سوم قوانین مدل به آن اشاره شد.

اگر  $v_{mn}^t = 0$  و  $u_{mn}^t = N-1$  باشد، آنگاه  $v_{mn}^t$  با مقدار  $v_{up}$  افزایش و همزمان  $u_{mn}^t$  با مقدار  $u_2$  کاهش می‌یابد تا جایی که  $v_{mn}^t$  به مقدار  $N-1$  برسد. این قسمت برای ایجاد مرحله ۲ در شکل ۷ در نظر گرفته شده است.

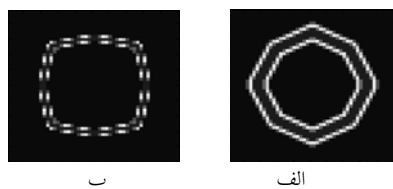
اگر  $v_{mn}^t = N-1$  و  $u_{mn}^t = (N-1) \times (1-u_2)$  در این صورت متغیر تحریک  $u_{mn}^t$  با مقدار  $u_{Down}$  کاهش می‌یابد تا در نهایت به مقدار صفر برسد.

طول پتانسیل عمل حاصل از مدل پیشنهاد شده برابر با  $[ (N-1)/u_{up} + N - 1 + (N-1)/u_{down} ]$  است. که علامت [ ] نماینده جزء صحیح است.

در حالت خاص اگر  $u_2 = 0$  باشد؛ نمودار گذر، پتانسیل عمل را در زمان افقی بودن شکل نماینده مرحله ۲ در شکل ۷ نشان می‌دهد. اگر  $u_2 = u_{Down}$  باشد؛ پتانسیل عمل الگوی هندسی (مثلثی) سلول دهلیزی را تداعی می‌کند که برای بررسی آریتمی<sup>۲۱</sup>‌های دهلیزی در تحقیقات آتی مناسب خواهد بود [۳].

### ۳- نتایج

ابتدا به مطالعه عوامل مؤثر بر مدل پیشنهادی بدون اعمال شکل واقعی پتانسیل عمل پرداخته شد. برای بررسی اثر پارامترهای مختلف، شبیه‌سازی با دو شبکه شامل  $150 \times 150$  سلول و  $100 \times 100$  سلول و دو الگوی انتشار حلقه و حلزونی با مقادیر مختلف  $N$  و  $\Delta$  تکرار شد. سپس با افزودن تقریب خطی مدل نوبل ۲۰۰۰، الگوی هندسی پتانسیل عمل با واقعیت تطابق داده شده و انتشار پتانسیل عمل مورد بررسی



شکل ۱۴- الگوی حلقه تولید شده در شبکه  $150 \times 150$  با  $\Delta = 5$  و  $N = 6$  تحت شرایط  $u_{up} = u_{down} = 1$  و  $u_2 = 0$  (الف) همسایگی مور؛ (ب) همسایگی وان نیومان.

بررسی‌های فوق به وضوح نشان می‌دهد که استفاده از همسایگی مور در هر دو الگوی انتشار حلقوی و حلزونی، برای حذف بهتر لبه‌های مسطح مناسب‌تر است. از این رو همسایگی مور به عنوان همسایگی مطلوب مدل حاضر انتخاب شده است.

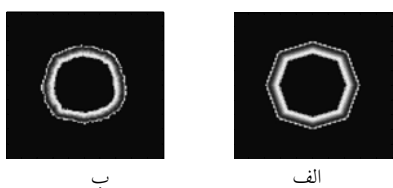
### ۳-۴- اثر ترکیب دو حد آستانه مختلف

برای جلوگیری از ایجاد لبه‌های مسطح، مقدار  $\Delta$  را مانند روشی که در مرجع [۳] آمده است به صورت دو مقدار تصادفی متمایز  $\Delta_1$  و  $\Delta_2$  در شبکه قرار دادیم. نتیجه کار در شکل ۱۵ خلاصه شده است. همان‌طور که انتظار می‌رفت لبه‌های مسطح کاهش یافته است.

### ۳-۵- ارزشیابی مدل ارائه شده

#### ۳-۵-۱- ارزشیابی شکل هندسی پتانسیل عمل

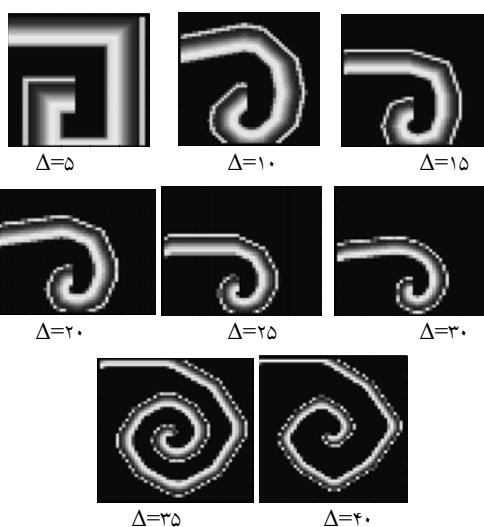
اکنون با ترکیب همه یافته‌های فوق مدل پیشنهادی خود را ساخته و به ارزشیابی آن می‌پردازیم. شکل ۱۶ انتشار پتانسیل عمل خطی را در یک شبکه  $300 \times 300$  سلولی نشان می‌دهد. ملاحظه می‌شود که شکل پتانسیل عمل منتشر شده مطابق الگوی هندسی اعمال شده بر آن است؛ یعنی مدل قادر به شبیه‌سازی شکل واقعی پتانسیل عمل است.



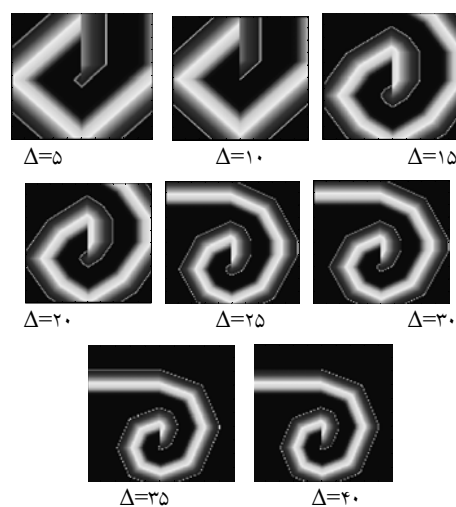
شکل ۱۵- شبکه  $150 \times 150$  سلولی با  $N = 10$ . (الف)  $\Delta = 3$ ؛ (ب)  $\Delta_1 = 7$  و  $\Delta_2 = 3$  استفاده از این روش موجب کمتر شدن لبه‌های مسطح شده است.

### ۳-۳- انتخاب کوچکترین همسایگی

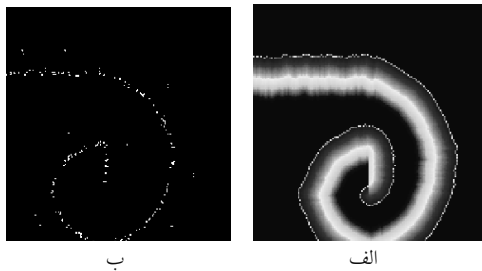
برای انتخاب کوچکترین همسایگی، از میان همسایگی مور یا وان نیومان (شکل ۲)؛ ابتدا هر دو همسایگی در مدل حاضر مورد بررسی قرار گرفتند. نتایج در شکل‌های ۱۲ تا ۱۴ خلاصه شده است. مقایسه شکل‌های ۱۲ و ۱۳ نشان می‌دهد همسایگی مور به ازای هر  $\Delta$  انتخابی لبه‌های مسطح کمتری در الگوی حلزونی دارد. شکل ۱۴ نشان می‌دهد که همسایگی مور در الگوی حلقوی نیز مناسب‌تر است.



شکل ۱۲- اثر پارامتر  $\Delta$  بر تولید یا حذف لبه‌های مسطح و ایجاد انحنای مناسب در الگوی حلزونی در همسایگی مور با شرایط  $N = 20$ ؛  $u_{up} = 3$ ،  $u_{down} = 2$  و  $u_2 = 0.5$ . به ازای مقادیر  $\Delta$  بین ۲۰ تا ۳۰، انحنای موج رضایت بخش است.



شکل ۱۳- اثر پارامتر  $\Delta$  بر تولید یا حذف لبه‌های مسطح و ایجاد انحنای مناسب در الگوی حلزونی در همسایگی وان نیومان تحت شرایط  $N = 40$  و  $u_{up} = 10$  و  $u_{down} = 0.5$  و  $u_2 = 0.3$  در تمامی الگوهای تولیدی، لبه‌های مسطح مشاهده می‌شوند.



شکل ۱۷- الف) موج حلزونی حاصل از مدل حاضر با پتانسیل عمل مدل نوبل (۲۰۰۰؛ ب) مرز موج حلزونی قسمت الف.

#### ۴- نتیجه گیری

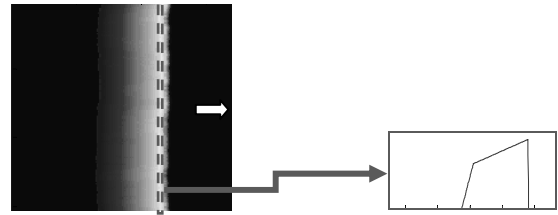
در این مقاله با تلفیق چندین مدل اتوماتای سلولی قبلی و اضافه کردن نکاتی جدید به آنها قانون جدیدی برای مدلسازی پتانسیل عمل با استفاده از اتوماتای سلولی ارائه شده است. در این مطالعه توانستیم شکل هندسی پتانسیل عمل را در مدل اتوماتای سلولی پیشنهادی وارد کنیم. همچنین نشان داده شده است، مدل ارائه شده قادر به شبیه‌سازی انتشار موج تخت پتانسیل عمل و همچنین موج حلزونی است. مدل اتوماتای سلولی ارائه شده هرچند از لحاظ ایجاد نکردن لبه‌های سطح مانند مدل مارکوس است، اما از سوی دیگر بار محاسباتی کمتری داشته است.

در این تحقیق تأثیر مقادیر مختلف حد آستانه  $(\Delta)$  و  $N$  بر الگوهای حاصل بررسی شده و کوچک‌ترین همسایگی مناسب مدل به دست آمده است.

بدیهیست اگر مدل اتوماتای سلولی بر مبنای واقعیت‌های الکتروفیزیولوژیکی باشد، می‌تواند ویژگی‌هایی را که در انتشار دیده می‌شود، بهتر شبیه‌سازی نموده و برای تحقیقات در زمینه دارودرمانی (معادل با تنظیم پارامترها) آریتمی‌های قلبی مورد استفاده قرار گیرد. با اعمال تغییراتی در مدل ارائه شده، می‌توان شکل و انتشار پتانسیل عمل انواع سلول‌ها مانند سلول‌های دهلیزی و عصبی را نیز شبیه‌سازی کرد که موضوع تحقیقات آتیست.

#### مراجع

- [1] Barbosa C. R. H., Simulation of a plane wavefront propagating in cardiac tissue using a cellular automata model, Phys. Med. Biol., 2003; 48: 4151-4164.
- [2] Moe K. M., Werner C.R., Abildson J.A., Utica N.Y., A computer model of atrial fibrillation, American Heart Journal, 1964; 67: 200-220.



شکل ۱۶- انتشار پتانسیل عمل در شبکه اتوماتای سلولی؛ پیکان سفید، جهت انتشار را نشان می‌دهد.

#### ۲-۵-۳- ارزشیابی توانایی تولید موج حلزونی

برای ارزشیابی توانایی مدل در ایجاد موج حلزونی و حذف لبه‌های سطح این بار در شبکه فوق، یک مانع عمودی در برابر انتشار خطی قرار گرفت تا موج حلزونی در صورت درستی مدل طبق تئوری‌های موجود تولید شود [۱۳]. نتیجه حاصل در شکل ۱۷- الف نمایش داده شده است. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت، مدل حاضر علاوه بر لحاظ کردن الگوی هندسی پتانسیل عمل (شکل ۱۶)، قادر به تولید موج حلزونی نیز هست. در شکل ۱۷- ب مرز موج حلزونی شکل ۱۷- الف نشان داده شده است. از مقایسه این شکل با موج حلزونی حاصل از معادله ریاضی مرجع [۳] مقدار  $NMSE=0.03325$  به دست می‌آید.

#### ۳-۵-۳- ارزشیابی سرعت مدل پیشنهادی

چون در بین مدل‌های اتوماتای سلولی فعلی مدل مارکوس لبه‌های سطح کمتری دارد، بنابراین سرعت مدل حاضر با آن مقایسه شد. برای بررسی کمی این امر، پارامترهای  $T_m$  و  $T_a$  به ترتیب به عنوان زمان لازم برای محاسبه یک جمع، یک ضرب و یک حلقه معرفی می‌شوند.  $T_s$  نیز زمان جانشینی یک متغیر است. در این صورت از آنجا که در مدل به ۵ حلقه شرطی و ۲ جانشینی برای محاسبه  $u$  و  $v$ ، همچنین ۸ جمع برای همسایگی مور نیاز است و زمان لازم برای اجرای برنامه تقریباً  $5T_1+8T_a+2T_s$  است. اما این زمان در مدل مارکوس تقریباً برابر  $(T_a+T_s+2T_1+(T_1+T_s+T_m)\pi R^2)$  است [۳]. که در آن  $R$  شعاع ناحیه همسایگی است. با صرف نظر از زمان‌های پارامترهای  $T_m$ ،  $T_a$ ،  $T_s$ ؛ زمان لازم برای محاسبه تغییر حالت یک سلول در مدل حاضر  $5T_1$  و در مدل مارکوس  $(2+\pi R^2)T_1$  است. بنابراین حتی با منظور کردن کوچک‌ترین همسایگی ( $R=2$ ) مدل حاضر به نسبت  $(2+\pi R^2)/5$  سریع‌تر است.



- tissue activation during artrial flutter, IEEE transaction on magnetics, Sep. 1998; 34 (5): 3451-3454.
- [9] Rennard J. P., Introduction to cellular automata, 2000, available at: <http://www.rennard.org/alife>.
- [10] Pilkington T. C., Loftis B., High performance computing in Biomedical research, Florida, CRC Press, 37.
- [11] Repolarisation Essay Single Ventricular Myocyte, Oxford Cardiac Pharmacology, available at: [www.ocp.ltd.uk/ap1.html](http://www.ocp.ltd.uk/ap1.html), June 2011.
- [12] COR (Cellular Open Source), available at: <http://cor.physiol.ox.ac.uk/>, June 2011.
- [13] Jordan P., Christini D., Cardiac Arrhythmia, Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, 2006, DOI:10.1002/9780471740360.
- [14] Clayton R. H., Computational models of normal and abnormal action potential propagation in cardiac tissue: linking experimental and clinical cardiology, Physiol. Meas., 2001; 22: R15–R34.
- [۳] پورحسن‌زاده فاطمه، مدل اتوماتای سلولی انتشار پتانسیل عمل در عضله قلب، پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی برق، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه علم و صنعت ایران، اردیبهشت ۸۹.
- [4] Gerhardt M., Schuster H., Tyson J. J., A cellular automation model of excitable media including curvature and dispersion, Science, 1990; 247: 1563-1566.
- [5] Markus M., Hess B., Isotropic cellular automaton for modeling excitable media, Nature, 1990; 347: 56-58.
- [6] Weimar J. R., Tyson J. J., Watson L. T., Diffusion and wave propagation in cellular automaton models of excitable media, Physica D, 1992; 55: 309-327.
- [7] Weimar J. R., Tyson J. J., Watson L. T., Third generation Cellular Automaton for Modeling Excitable Media, Physica D, 1992; 55: 328-339.
- [8] Costa Monteiro E., Miranda L. C., Bruno A. C., and Costa Ribeiro P., A Cellular Automaton Computer model for the study of magnetic detection of cardiac