

اللهم اغفر لي



دانشگاه شاهد

دانشکده فنی و مهندسی

**پایان نامه دوره کارشناسی ارشد مهندسی برق – الکترونیک**

**بهبود عملکرد و کارایی یک پیاده سازی نوری در سطح رفتاری - ترانزیستوری با تأکید بر کاهش مصرف**

**توان و ابعاد**

**علی آقاباقری**

**استاد راهنما:**

**دکتر حامد ساجدی**

**استاد مشاور:**

**دکتر محمد باقر غزنوی قوشچی**

**تابستان ۱۳۹۲**

## تأییدیه هیات داوران

(برای پایان نامه)

اعضای هیئت داوران، نسخه نهائی پایان نامه آقای: علی آقاباقری

را با عنوان: بهبود عملکرد و کارائی یک پیاده‌سازی نوروونی در سطح رفتاری - ترانزیستوری با تأکید بر

کاهش مصرف توان و ابعاد

از نظر فرم و محتوی بررسی نموده و پذیرش آن را برای تکمیل درجه کارشناسی تأیید می‌کند.

اعضای هیئت داوران	نام و نام خانوادگی	رتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنما	دکتر حامد ساجدی	استادیار	
۲- استاد مشاور	دکتر محمدباقر غزنوی قوشچی	استادیار	
۳- استاد ممتحن	دکتر محمد پویان	دانشیار	
۴- استاد ممتحن	دکتر محسن جلالی	استادیار	
۵- نماینده گروه	دکتر محمد یاوری	استادیار	

تقدیم به

# پدر و مادر عزیزم

با تشکر و قدردانی از

**استاد گرامی جناب دکتر ساجدی و دکتر غزنوی، دکتر تارا  
جولیا همیلتون از دانشگاه سیدنی استرالیا، دکتر سمیل دمیرکول  
از دانشگاه استانبول ترکیه و آقای نابویوکی میزوگوچی از  
دانشگاه توکیو ژاپن**

## چکیده

تاکنون مدل‌های نورونی گوناگونی برای بازتولید دینامیک‌های غیرخطی بیولوژیکی ارائه شده است، که مدل ایژیکویچ یکی از بهترین آنها از لحاظ پیچیدگی و صحت در الگوهای تولیدی و نیز از لحاظ مساحت می‌باشد. نورون سیلیکونی یک مدار VLSI مبتنی بر ترانزیستور فشرده است که می‌تواند انواع مدل‌های نورونی را پیاده‌سازی نماید. جهت این کار دو راه‌برد وجود دارد که مد جریان به لحاظ توان و ابعاد پائین-تر بهینه‌تر می‌باشد. در این مقاله ما یک مدار بسیار کم‌توان و ابعاد پائین برای مدل ایژیکویچ را بر پایه‌ی انتگرال‌های لگاریتمی ارائه کرده‌ایم. در مدار ارائه‌شده، با استفاده از کاهش خازن و سپس جریان‌های بایاس، مساحت و توان استاتیک به میزان قابل ملاحظه‌ای کاهش یافته است. بعلاوه، با کاهش سوئینگ ولتاژی مدار مقایسه‌کننده، توان دینامیک پائینی بدست آمده است. همچنین، یک راهکار عملی بهینه برای قسمت تشخیص پیک جریان با استفاده از یک ترانزیستور ایجادکننده‌ی مقاومتی بزرگ معرفی شده است. راهکار دوم جهت عملیاتی‌تر کردن مدار، استفاده از مدار تولید ولتاژ مرجع است. لازم به ذکر است که تمام ترانزیستورهای مدار در ناحیه زیر آستانه قرار دارند. شبیه‌سازی این مدار با استفاده از تکنولوژی 180nm است. مطابق با نتایج بدست آمده، توان و مساحت، بترتیب، از 1.65nW و  $1100\mu\text{m}^2$  به 650pW و  $180\mu\text{m}^2$  بهبود یافته است و ۱۲ الگو از نورون‌های کورتیکال نیز تنها با ۳ پارامتر تنظیم بازتولید شده است.

**کلید واژه:** نورون، ناحیه زیر آستانه، توان پائین، ابعاد پائین، مدل ایژیکویچ، انتگرال گیر لگاریتمی، پیاده-سازی VLSI

## فهرست مطالب

صفحه	عنوان
ج	فهرست جدول‌ها.....
د	فهرست شکل‌ها.....
و	فهرست علائم و نشانه‌ها.....
۱	<b>فصل ۱- مقدمه</b> .....
۱	۱-۱- پیشگفتار.....
۱	۱-۲- تاریخچه.....
۲	۱-۳- تعریف مسئله و جنبه نوآوری تحقیق.....
۳	۱-۴- بیکربندی تحقیق.....
۴	<b>فصل ۲- انواع مدل‌های نرونی و پیاده‌سازی آنها</b> .....
۴	۱-۲- مقدمه.....
۴	۲-۲- ساختار و عملکرد نورون.....
۹	۳-۲- نورون‌های کورتیکال.....
۱۰	۲-۳-۱- انواع مشخصه‌های نورون‌های کورتیکال.....
۱۴	۲-۴- دلایل پیاده‌سازی نورون.....
۱۶	۲-۴-۱- انواع پیاده‌سازی‌های موجود.....
۱۷	۲-۵- معرفی مدل‌های نرونی.....
۱۷	۲-۵-۱- مدل هاجکین-هاکسلی.....
۲۰	۲-۵-۲- مدل موریس-لکار.....
۲۲	۲-۵-۳- مدل فیتز هوگ-ناگومو.....
۲۳	۲-۵-۴- مدل هیندمارش-رز.....
۲۵	۲-۵-۵- مدل نرونی I&F.....
۲۶	۲-۵-۵-۱- مدل I&F با تطبیق پذیری.....
۲۷	۲-۵-۵-۲- مدل I&F انفجاری.....
۲۷	۲-۵-۵-۳- مدل I&F درجه دوم.....
۲۸	۲-۵-۶- مدل نرونی RF.....
۳۰	۲-۵-۷- مدل ایژیکویچ.....
۳۱	۲-۵-۸- مدل میهالاس-نیور.....
۳۶	۲-۶- جمع‌بندی.....
۳۷	<b>فصل ۳- انواع پیاده‌سازی مدل ایژیکویچ</b> .....
۳۷	۱-۳- مقدمه.....

۳۸	تحلیل رفتاری.....	۲-۳
۳۸	تعاریف اولیه.....	۱-۲-۳
۳۹	مفهوم نالکلاین.....	۲-۲-۳
۴۰	مفهوم بایفورکیشن.....	۳-۲-۳
۴۰	صفحه حالت در مدل ایژیکویچ.....	۴-۲-۳
۴۱	بررسی پیاده‌سازی‌های انجام‌شده در مُد جریان.....	۳-۳
۴۱	پیاده‌سازی حوزه لگاریتم مدل ایژیکویچ.....	۱-۳-۳
۴۶	پیاده‌سازی زیر آستانه مدل ایژیکویچ.....	۲-۳-۳
۴۹	پیاده‌سازی توان پائین مدل ایژیکویچ.....	۳-۳-۳
۵۲	پیاده‌سازی دو متغیره مدل ایژیکویچ.....	۴-۳-۳
۵۶	جمع‌بندی.....	۴-۳
۵۷	<b>فصل ۴ - طراحی ترانزیستوری نورون بر مبنای مدل ایژیکویچ.....</b>	
۵۷	مقدمه.....	۱-۴
۵۷	توصیف دقیق‌تر مدل ایژیکویچ.....	۲-۴
۵۸	پیاده‌سازی مدار ارائه‌شده.....	۳-۴
۵۸	انتگراتور حوزه لگاریتم.....	۱-۳-۴
۶۱	مدار U.....	۲-۳-۴
۶۲	مدار V.....	۳-۳-۴
۶۳	مدار PCD و مقایسه‌کننده.....	۴-۳-۴
۶۵	مدارات ریست.....	۵-۳-۴
۶۶	مدار تولید ولتاژهای مرجع.....	۴-۴
۶۷	نتایج حاصل از شبیه‌سازی.....	۵-۴
۷۱	جمع‌بندی.....	۶-۴
۷۲	<b>فصل ۵ - نتیجه‌گیری و پیشنهادات.....</b>	
۷۲	نتیجه‌گیری.....	۱-۵
۷۲	پیشنهادات.....	۲-۵
۷۴	<b>فهرست مراجع.....</b>	
۷۷	<b>واژه نامه فارسی به انگلیسی.....</b>	
۷۸	<b>واژه نامه انگلیسی به فارسی.....</b>	



## فهرست جدول‌ها

صفحه	عنوان
۱۷	جدول ۱-۲: مقایسه مشخصات تکنیک‌های پیاده‌سازی مختلف.....
۴۳	جدول ۱-۳: مقادیر مورد استفاده در پیاده‌سازی حوزه لگاریتم مدل ایزیکویچ.....
۶۹	جدول ۱-۴: مقادیر پارامترهای تنظیمی مدار ارائه‌شده.....
۷۱	جدول ۲-۳: مقایسه‌ی نتایج کارهای گذشته.....

## فهرست شکل‌ها

صفحه	عنوان
۴	شکل ۲-۱: تشریح یک نورون بیولوژیکی
۶	شکل ۲-۲: قطعه‌ای از غشاء یک سلول
۷	شکل ۲-۴: نحوه عملکرد یک سیناپس
۷	شکل ۲-۳: مدار معادل یک قطعه از غشاء
۸	شکل ۲-۵: گراف نمایش‌دهنده قطبش‌زدایی یک اکسون هنگام پتانسیل عمل
۱۰	شکل ۲-۶: نواحی موجود در نئوکورتکس مغز
۱۵	شکل ۲-۷: خلاصه‌ای از خصوصیات محاسباتی نورون‌های اسپایکی بیولوژیکی
۱۹	شکل ۲-۸: مدار معادل الکتریکی ارائه‌شده توسط هاجکین و هاکسلی
۲۰	شکل ۲-۹: شمای کلی از یک مدار الکترونیکی مدل HH
۲۱	شکل ۲-۱۰: شماتیک مداری مدل موریس-لکار
(ج)	شکل ۲-۱۱: (الف) مدار معادل نورون مدل فیتزوق-ناگومو. (ب) شماتیک مقاومت غیرخطی. (ج) شماتیک سلف اکتیو
۲۳	
۲۴	شکل ۲-۱۲: شماتیک پیاده‌سازی مدل نورونی HR
۲۵	شکل ۲-۱۳: شماتیک پیاده‌سازی مدل I&F
۲۸	شکل ۲-۱۴: شماتیک پیاده‌سازی مدل نورونی RF
۳۳	شکل ۲-۱۵: شبیه‌سازی مطلب پتانسیل غشائی مدل نورونی میهالاس-نیبور
۳۴	شکل ۲-۱۶: پیاده‌سازی (a) غشاء نورون و (b) مدار آستانه‌ی قابل تطبیق، در مدل میهالاس-نیبور
۳۴	شکل ۲-۱۷: مدار سیناپس مورد استفاده در مدل MN
۳۵	شکل ۲-۱۸: مدار تولید سیگنال‌های کنترلی A1، A2 و t2tR
از	شکل ۲-۱۹: (الف) نمودار فلاپس انواع مدل‌های نورونی. (ب) مقایسه مشخصه‌های محاسباتی نورونی از
۳۶	مدلهای اسپایکی و انفجاری
۴۱	شکل ۳-۱: صفحه فازی تولیدشده با استفاده از نرم‌افزار مطلب
۴۳	شکل ۳-۲: پیاده‌سازی بصورت تاو-سل. (الف) متغیر بازیابی (ب) متغیر غشائی
۴۴	شکل ۳-۳: ضرب‌کننده translinear برای پیاده‌سازی (الف) عبارت فیدبکی. (ب) عبارت $bI_{mem}$
۴۵	شکل ۳-۴: پیاده‌سازی مدل نورونی ایژیکویچ
۴۵	شکل ۳-۵: الگوهای تولیدشده در مدار
۴۷	شکل ۳-۶: مدار (الف) متغیر تطبیقی u. (ب) متغیر غشائی v
۴۸	شکل ۳-۸: شکل‌موج‌های خروجی مدار
۴۸	شکل ۳-۷: مدار ریست متغیر غشائی v
۴۹	شکل ۳-۹: انتگرال‌گیر حوزه لگاریتم

- شکل ۳-۱۰: مدار نورون ارائه شده برای مدل ایژیکویچ..... ۵۰
- شکل ۳-۱۱: الگوهای بازتولیدشده در مدار..... ۵۲
- شکل ۳-۱۲: بلوک دیاگرام کلی مدار مدل ریاضیگونه..... ۵۳
- شکل ۳-۱۳: (الف) نالکلاین‌های  $u$  و  $v$  در مدل ایده‌آل ایژیکویچ (ب) نالکلاین‌های  $u$  و  $v$  بدست‌آمده از مدار ارائه‌شده..... ۵۳
- شکل ۳-۱۴: شماتیک مدارات تولید نالکلاین. (الف) مدار بامپ-آنتی بامپ جهت معرفی نالکلاین  $v$ . (ب) مدار معرفی نالکلاین  $u$ ..... ۵۴
- شکل ۳-۱۵: شماتیک انتگرال‌گیر مد جریان..... ۵۵
- شکل ۳-۱۶: شماتیک مدار ریست‌کننده. (الف) مدار ریست که  $v$  را از  $90mV$  به  $c$  سوئیچ می‌کند. (ب) مدار  $u+d$  که هنگامیکه مدار ریست در حال سوئیچ کردن مقدار  $v$  است،  $u$  را به مقدار  $d$  افزایش می‌دهد..... ۵۵
- شکل ۳-۱۷: الگوهای خروجی مدار..... ۵۶
- شکل ۴-۱: نالکلاین‌های مدل ایژیکویچ در صفحه فازی..... ۵۷
- شکل ۴-۲: بلوک دیاگرام کلی مدار ارائه‌شده..... ۵۸
- شکل ۴-۳: یک شکل مفهومی از اصل translinear متشکل از  $N$  عنصر..... ۵۹
- شکل ۴-۴: مقایسه بین ترانزیستور دوقطبی با ماسفت..... ۶۰
- شکل ۴-۵: (الف) مدار آئینه جریان. (ب) تحلیل DC آن..... ۶۰
- شکل ۴-۶: شماتیک مدار  $U$ ..... ۶۱
- شکل ۴-۷: شماتیک مدار  $V$ ..... ۶۲
- شکل ۴-۸: (الف) ترانزیستور NMOS. (ب) مقاومت ارائه‌شده. (ج) منحنی مشخصه دیود..... ۶۴
- شکل ۴-۹: PCD و مقایسه‌کننده. (الف) متداول. (ب) ارائه‌شده با  $VDD$ . (ج) ارائه‌شده با  $V_{refp}$ ..... ۶۶
- شکل ۴-۱۰: (الف) مدار ریست  $V_c$ . (ب) مدار  $I_u+I_d$ ..... ۶۶
- شکل ۴-۱۲: تقسیم مساحت در (الف) مدار معرفی‌شده در [۲۳] (ب) مدار ارائه‌شده..... ۶۸
- شکل ۴-۱۱: (الف) مدار VRG. (ب) خروجی مدار VRG در حالت اسپایک آهنگین..... ۶۸
- شکل ۴-۱۳: تصویر کلی مدار ارائه‌شده برای مدل ایژیکویچ..... ۶۹
- شکل ۴-۱۴: الگوهای کورتیکال بدست‌آمده از مدار ارائه‌شده..... ۷۰

## فهرست علائم و نشانه‌ها

عنوان	علامت اختصاری
پتانسیل غشائی	V
خازن غشائی	$C_m$
پتانسیل استراحت	U

## فصل ۱ - مقدمه

### ۱-۱ - پیشگفتار

همه ما کم و بیش این نکته را می دانیم که پیچیدگی‌ها و مشکلات فراوانی در حوزه بیولوژیکی<sup>۱</sup> وجود دارد که اگر علوم مهندسی را با این حوزه مرتبط کنیم، به خاطر انعطاف‌پذیری زیادی که علوم مهندسی دارد می‌توانیم کمک بزرگی در حل و رفع این مشکلات داشته باشیم. یکی از این حوزه‌های بیولوژیک بحث نورون<sup>۲</sup> و شبکه عصبی<sup>۳</sup> می‌باشد. پس ما می‌خواهیم یک نوع از ارتباط مهندسی با سیستم‌های عصبی را مطرح کنیم و بدین منظور ما باید ابتدا اصول و مبانی‌ای که بصورت کلی در این حوزه وجود دارند را بیان نمائیم. یکی از نگاه‌های موجود در حوزه‌ی علوم عصبی، بحث خود نورون بصورت خاص منظوره است که یعنی یک دید کاملاً میکروسکوپی<sup>۴</sup> به خود نورون (سلول عصبی) داشته باشیم. ما می‌توانیم بطور کاملاً جزئی ساختار نورون و طرز عملکرد آن را تشریح کرده و سپس با استفاده از المان‌های الکترونیکی سعی در مدل کردن خود این سلول‌ها داشته باشیم. این کار به ما کمک می‌کند تا بتوانیم حتی مداراتی بسازیم که به دلیل شباهت عملکردشان به سلول عصبی، بتوانند در مدارات الکترونیکی و یا حتی در خود بدن بعنوان یک نورون مورد استفاده قرار بگیرند. در چنین دیدی باید بصورت بسیار کاملی سلول عصبی، اجزای آن و طرز عملکرد جزئی آن را شناخته و سپس با استفاده از المان‌های الکترونیکی مداری این سلول‌ها را مدل کنیم.

### ۱-۲ - تاریخچه

تاریخچه‌ی معرفی مدل‌های نورونی به حدود یکصد سال پیش باز می‌گردد، جائیکه اولین مفاهیم در قالب مدل<sup>۵</sup> (I&F) ارائه گردید که مدار ساده‌ای شامل یک مقاومت و یک خازن بصورت موازی با یکدیگر را دارا بود. این مدل با توجه به اینکه تنها یک معادله‌ی توصیف‌کننده داشت، بسیاری از خواص را نمی‌توانست در برگیرد و بازتولید نماید [۱]. پس از آن مطالعات و آزمایشاتی در این زمینه انجام شد تا اینکه در سال ۱۹۵۳ مدلی بسیار معروف و کاربردی به نام مدل هاجکین-هاکسلی ارائه شد [۲]. این مدل با وجود غنی بودن، به علت داشتن معادلات زیاد و پارامترهای تنظیم فراوان، تنها برای تحلیل تعداد نورون‌های کم مناسب بود. بدین دلیل تلاش‌هایی آغاز شد تا با ارائه‌ی مدل‌هایی با ساختارهای جدید و یا ساده‌شده بتوانند مدل‌های مناسب‌تری را با پیچیدگی کمتر معرفی نمایند. بر این اساس می‌توان به مدل‌های فیتزهوگ-ناگومو، موریس-لکار و هیندمارش - رز اشاره نمود که طی سال‌های ۱۹۶۱ تا ۱۹۸۴ ارائه

<sup>1</sup> Biologics

<sup>2</sup> Neuron

<sup>3</sup> Neural Networks

<sup>4</sup> Microscopy

<sup>5</sup> Integrate and Fire

شده‌اند [۳-۵]. دانشمندی به نام ایژیکویچ در سال‌های ۲۰۰۱ و ۲۰۰۳ دو مدل به نام‌های (R&F) [۶] و مدل ایژیکویچ [۷] را ارائه کرد که مدل ایژیکویچ با توجه به مزایایی که داشت بسیار مورد توجه واقع شد. از جمله مزایای این مدل ساده‌بودن معادلات آن در عین غنی بودن نتایج و الگوهای تولیدی آن می‌باشد که بسیار مهم و در عین حال مناسب جهت پیاده‌سازی می‌باشد [۸]. درنهایت نیز در سال ۲۰۰۹ مدل میهالاس- نیبور ارائه گردید که البته این مدل نسبت به مدل ایژیکویچ دارای مزایا و معایبی است که البته با توجه به پیچیده‌تر بودن هنوز نتوانسته جای مدل ایژیکویچ را بگیرد [۹].

با توجه به مزایا و معایبی که هر مدل دارا است و البته کاربردهایی که قرار است بکار گرفته شوند، در طی دهه‌های گذشته انواع مختلفی از پیاده‌سازی‌ها اعم از پیاده‌سازی ترانزیستوری،<sup>۲</sup> (FPGA) و نرم-افزاری معرفی و انجام شده‌اند که هر کدام مزایا و معایبی دارند و در جای خاص خود مناسب پیاده‌سازی هستند [۱۰-۱۹]. البته پیاده‌سازی ترانزیستوری مزایای مختلفی مثل سرعت بالا، موازی بودن، هزینه‌ی پائین و غیره دارد که آن را از هر جهت برای پیاده‌سازی مناسب نموده است [۲۰].

### ۱-۳- تعریف مسئله و جنبه نوآوری تحقیق

با توجه به مطالب عنوان‌شده در قسمت قبل، مدل ایژیکویچ بعنوان یک مدل مناسب و ساده جهت پیاده‌سازی معرفی گردید. در مورد انواع پیاده‌سازی نیز همانطور که عنوان شد برای اینکه بتوانیم یک شبکه‌ی عصبی با ابعاد بالا را پیاده‌سازی نمائیم نیاز به پیاده‌سازی ترانزیستوری داریم که با توجه به مزایای آن (که موازی بودن عملیات‌ها از مهمترین آنها است) بتواند بخوبی خواص واقعی یک شبکه‌ی عصبی واقعی را ایجاد نماید.

در مورد پیاده‌سازی ترانزیستوری نیز می‌توان به دو راه‌برد اشاره نمود که هر کدام در جای خود مورد استفاده قرار می‌گیرند. راه‌برد اول استفاده از ترانزیستور در ناحیه‌ی بالای آستانه و راه‌برد دوم استفاده از ناحیه‌ی زیرآستانه‌ی ترانزیستور است که البته راه‌برد دوم از جهاتی برای استفاده در شبکه‌های ابعاد بزرگ مناسب‌تر است که از آن جمله می‌توان به توان و ابعاد پائین‌تر اشاره نمود. البته مسائلی مانند نویز بیشتر و حساست بالاتر به عدم تطابق<sup>۳</sup> نیز از جمله مشکلات این راهکار طراحی می‌باشد [۲۱].

در پیاده‌سازی مُد زیرآستانه (مُد جریان) مدل ایژیکویچ، مسائلی که تاکنون مد نظر قرار داشته و در جهت پیشرفت کار باید مورد توجه قرار بگیرند عبارتند از توان مصرفی، ابعاد مدار، صحت و دقت الگوهای تولیدی، تعداد الگوی تولید و درنهایت تعداد پارامترهایی که الگوها با استفاده از تغییر آنها بازتولید می‌شوند. به همین علت و با توجه به مطالعه‌ای که بر روی پیاده‌سازی‌های گذشته انجام گردید، مشکلات هرکدام از آنها بررسی شد و در مدار جدید ارائه‌شده سعی در رفع کلیه‌ی آنها بوده است. از جمله

<sup>1</sup> Resonate and Fire

<sup>2</sup> Field Programmable Gate Array

<sup>3</sup> Mismatch

مشکلات اصلی پیاده‌سازی‌های گذشته می‌توان به توان و ابعاد مصرفی قابل توجه و تعداد دینامیک تولیدی پائین در برخی [۱۶، ۲۲، ۲۳] و نیز تعداد پارامتر تنظیمی بالا در عین داشتن ابعاد زیاد در دیگری [۲۴] اشاره نمود.

در نتیجه، در این تحقیق سعی شده است تا این مشکلات مرتفع شود. بر این اساس تغییراتی در مدار پایه‌ای مورد استفاده متصور است که در این زمینه می‌توان به استفاده از بلوک‌های با خازن و جریان پائین‌تر، مدار ریست با سوئینگ ولتاژی کمتر، مدار جدید تشخیص ماکزیمم و درنهایت مدار تولید ولتاژهای مرجع که به عملی بودن مدار طراحی شده کمک می‌کنند، اشاره نمود. با استفاده از این تغییرات، مداری طراحی مد نظر قرار داده شده است که در مقایسه با کارهای قبلی دارای توان و ابعاد بسیار پائین‌تر است باشد و بتواند شکل‌موج‌های مناسبی را ایجاد نماید. البته قبل از پیاده‌سازی ترانزیستوری، با استفاده از برنامه‌ی مدل ایژیکویچ در نرم‌افزار مطلب<sup>۱</sup> به تحلیل وضعیت رفتاری این مدل خواهیم پرداخت.

#### ۱-۴- پیکربندی تحقیق

در این تحقیق و در فصل دوم مفاهیم مورد استفاده مانند نورون و طرز عملکرد آن و نیز توصیف دقیق‌تر مدل‌های ارائه‌شده به همراه یک نمونه از پیاده‌سازی‌های انجام شده برای آنها آورده شده است. در فصل بعد به بررسی پیاده‌سازی رفتاری- ترانزیستوری مدل ایژیکویچ خواهیم پرداخت. فصل چهارم نیز به معرفی مدار طراحی شده اختصاص دارد و درنهایت، در فصل آخر جمع‌بندی مطالب و پیشنهادات ارائه خواهند شد.

---

<sup>۱</sup> Matlab

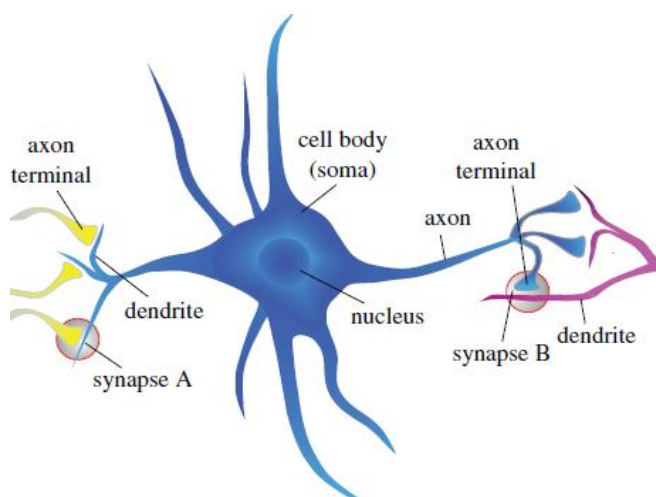
## فصل ۲ - انواع مدل‌های نورونی و پیاده‌سازی آنها

### ۲-۱ - مقدمه

در مطالعه‌ی سیستم‌های عصبی از جنبه‌ی الکترونیکی می‌توان به سه مورد کلی شبکه‌های عصبی بیولوژیکی [۲۵]، سیستم‌های واسط عصبی [۲۶] و شبکه‌های عصبی مصنوعی [۲۷] اشاره نمود، که طراحی و شناخت یک تک‌نورون را می‌توان زیرمجموعه‌ای از جنبه‌ی اول دانست. یک سیستم عصبی بیولوژیکی از یک بخش پایه‌ای به نام نورون تشکیل شده که از اتصال موازی این عنصر به یکدیگر، شبکه‌ای بسیار بزرگ به نام شبکه یا سیستم عصبی پدید می‌آید. بنابر این برای پیاده‌سازی و مدل کردن مناسب یک سیستم عصبی بزرگ لازم است تا در ابتدا نورون و عملکرد آن و نیز مدل‌های توصیف‌کننده‌ی آن بیشتر مد نظر قرار گیرند و توصیف شوند.

### ۲-۲ - ساختار و عملکرد نورون

انواع بسیار زیادی نورون وجود دارند که در مورفولوژی (شکل)<sup>۱</sup> و ابعاد، و نیز جزئیات بیوفیزیکی<sup>۲</sup> تفاوت بسیار دارند. نورون‌ها، در انواع گسترده‌ای از جانوران مانند بی‌مهرگان، حشرات و مهره‌داران وجود دارند. آنچه که در تمام آن‌ها مشترک است، استفاده از بار الکتریکی است. کارکرد نورون به غشاء تحریک‌پذیر<sup>۳</sup> آن‌ها بستگی دارد. غشاء هر سلول خارجی‌ترین لایه آن، یعنی مرز خارجی آن است. در شکل ۲-۱: تشریح یک نورون بیولوژیکی ساختمان یک نورون بیولوژیکی را مشاهده می‌کنید.



شکل ۲-۱: تشریح یک نورون بیولوژیکی [۲۸].

<sup>1</sup> Morphology

<sup>2</sup> Biophysics

<sup>3</sup> Excitable Membrane



در این شکل چهار بخش اصلی یک نورون بیولوژیکی شامل بدنه سلول (سوما<sup>۱</sup>)، اکسون<sup>۲</sup>، دندریت<sup>۳</sup> و سیناپس<sup>۴</sup> نشان داده شده است. برای ارتباط سیناپسی روی سیناپس A، اکسون زرد از نورون پیش‌سیناپسی<sup>۵</sup> است و نورون آبی یک نورون پس‌سیناپسی<sup>۶</sup> محسوب می‌شود. و در سیناپس B، نورون آبی یک نورون پیش‌سیناپسی محسوب می‌شود و دندریت صورتی متعلق به نورون پس‌سیناپسی است [۲۸].

در نورون‌ها، این غشاء تحریک‌پذیر دارای دولایه از مولکول‌های چربی<sup>۷</sup> بوده (شکل ۲-۲: قطعه‌ای از غشاء یک سلول [۲۹]). که در آن‌ها، کانال‌های یونی قرار گرفته است. آن‌چه سبب تحریک‌پذیری غشاء می‌گردد، شیوه‌ای است که در آن، مشخصات، بسته به ولتاژ دوطرف غشاء تغییر می‌نماید. بخش دولایه چربی غشاء اساساً یک عایق الکتریکی بسیار نازک است، که الکترولیت‌های<sup>۸</sup> نسبتاً رسانای داخل و خارج سلول را جداسازی می‌کند. کانال‌های یونی که در این غشاء قرار گرفته است، به یون‌های انتخابی اجازه عبور از غشاء را می‌دهد. جابجایی نامتعادل یون‌ها در داخل و خارج نورون سبب تغییر اختلاف پتانسیل مابین داخل و خارج نورون می‌گردد. یون‌هایی که نقشی مهم در این میان دارند، عبارتند از: پتاسیم<sup>۹</sup> ( $K^+$ )، سدیم<sup>۱۰</sup> ( $Na^+$ ) و کلسیم<sup>۱۱</sup> ( $Ca^{++}$ ) (شکل ۲-۳: مدار معادل یک قطعه از غشاء [4]). البته، اختلافاتی در میان دانشمندان در مورد اینکه آیا جای نورون‌ها در غشاء سلول ثابت است و یا نورون‌ها می‌توانند در غشاء سلول جابجا شوند، وجود دارد. در غیاب هر یک از ورودی‌های نورون، غشاء تحریک‌پذیر سبب می‌گردد که پتانسیل نسبی بخش داخلی نورون نسبت به خارج از آن، در مقدار بخصوصی باقی بماند که پتانسیل استراحت غشاء<sup>۱۲</sup> نامیده می‌شود. اندازه پتانسیل استراحت غشاء در حد ۶۵- میلی‌ولت است (البته، این مقدار در اجتماعات مختلف نورون‌ها متفاوت است). این پتانسیل استراحت اساساً ناشی از جابجایی یون‌ها و اختلاف غلظت یونی مابین داخل و خارج نورون است که عامل نگهداری آن، پمپ  $Na^+ - K^+$  است که سبب می‌گردد غلظت  $Na^+$  در داخل سلول کم و غلظت  $K^+$  در داخل سلول زیاد باشد.

قبل از اینکه به نحوه‌ی تغییر پتانسیل بپردازیم، در این بخش، راجع به ساختار کلی نورون بحث می‌کنیم (شکل ۲-۱: تشریح یک نورون بیولوژیکی). نورون، یک بدنه سلولی دارد که سوما نامیده می‌شود. بیشتر نورون‌ها، برآمدگی‌هایی دارند که این برآمدگی‌ها، از دو نوعند، دندریت‌ها و اکسون. دندریت‌ها، ساختاری درخت‌مانند دارند. دندریت‌ها، ورودی نورون هستند. اکسون‌ها که ساختار شاخه‌مانند دارند، خروجی نورون را به نورون‌های دیگر منتقل می‌کنند. این دو برآمدگی را به سختی می‌توان در یک

<sup>1</sup> Soma

<sup>2</sup> Axon

<sup>3</sup> Dendrite

<sup>4</sup> Synapse

<sup>5</sup> Presynaptic

<sup>6</sup> Postsynaptic

<sup>7</sup> Lipid

<sup>8</sup> Electrolyte

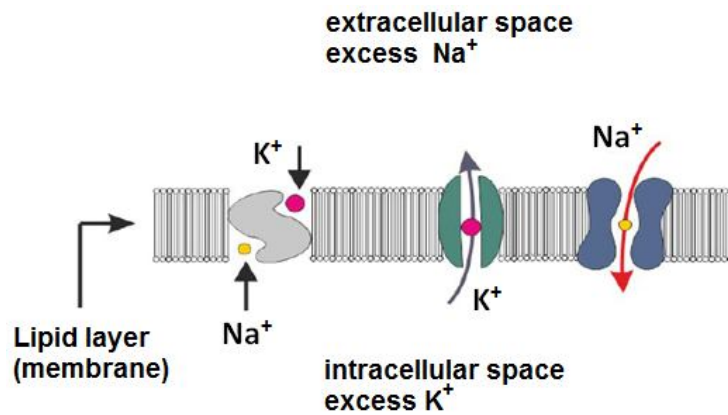
<sup>9</sup> Potassium

<sup>10</sup> Sodium

<sup>11</sup> Calcium

<sup>12</sup> Resting Membrane Potential

میکروگراف الکترونیک<sup>۱</sup> جدا از هم دانست، اما در این دو، تجمع کانال‌های یونی متفاوت بوده و به گونه‌ای گونه‌ای متفاوت عمل می‌کنند.



شکل ۲-۲: قطعه‌ای از غشاء یک سلول [۲۹].

اتصال مابین نورون‌ها در سیناپس‌ها رخ می‌دهد. اغلب اوقات، هر سیناپس، مابین اکسون یک نورون (نورون پیش‌سیناپسی) و دندریت یک نورون دیگر (نورون پس‌سیناپسی) وجود دارد. تغییر پتانسیل اکسون نورون پیش‌سیناپسی، از طریق اکسون انتقال یافته و سبب تغییر پتانسیل در دندریت نورون پس‌سیناپسی می‌گردد. مغز، حاوی تعداد بسیار زیادی از نورون‌های متصل به هم است، که هر اتصال، از یک سیناپس تشکیل شده است. برخی از نورون‌ها (به عنوان مثال نورون‌های هرمی غشاء مغزی<sup>۲</sup>) ممکن است تعداد 10000 سیناپس داشته باشند [۳۰].

در مغز جانوری، سیناپس‌ها انواع بسیار زیادی دارند. عملکرد واقعی سیناپسی پیچیده است. بسیاری از سیناپس‌ها با آزادسازی حباب‌های ریز به نام وزیکل<sup>۳</sup> از مواد شیمیایی (به نام نوروترانسمیتر<sup>۴</sup>)، از اکسون اکسون پیش‌سیناپسی به فضای (شکاف<sup>۵</sup>) مابین اکسون پیش‌سیناپسی به دندریت نورون پس‌سیناپسی عمل می‌کنند (شکل ۲-۴: نحوه عملکرد یک سیناپس [۲۹]). در یک نوع سیناپس (سیناپس یونوتروپیک<sup>۶</sup>)، نوروترانسمیترها مستقیماً روی کانال‌های یونی دندریت‌ها تاثیر گذاشته و سبب باز شدن برخی از آن‌ها می‌گردد. در نتیجه، جابجایی یون صورت پذیرفته و اختلاف پتانسیل نقطه‌ای در دندریت پس‌سیناپسی تغییر می‌کند. در نوع دیگر سیناپس (متابوتروپیک<sup>۷</sup>)، اثر این قدر مستقیم صورت نمی‌پذیرد. در این نوع سیناپس، نوروترانسمیترها در جابجایی پروتئین‌های مجاور اثر می‌گذارند. اما، نکته آشکار در هر دو نوع سیناپس این است که در هر دو مورد، مدتی زمان نیاز است تا پالس پیش‌سیناپسی بتواند توسط نورون پس‌سیناپسی حس شود. این اثر انتقال که (PSP)<sup>۸</sup> نام دارد، نیاز به کمی زمان دارد تا رخ دهد. بر حسب

<sup>1</sup> Electronic Micrograph

<sup>2</sup> Cortical Pyramidal Neurons

<sup>3</sup> Vesicle

<sup>4</sup> Neurotransmitter

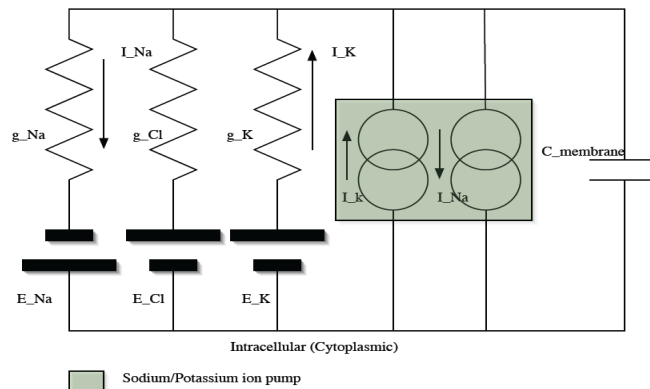
<sup>5</sup> Cleft

<sup>6</sup> Ionotropic

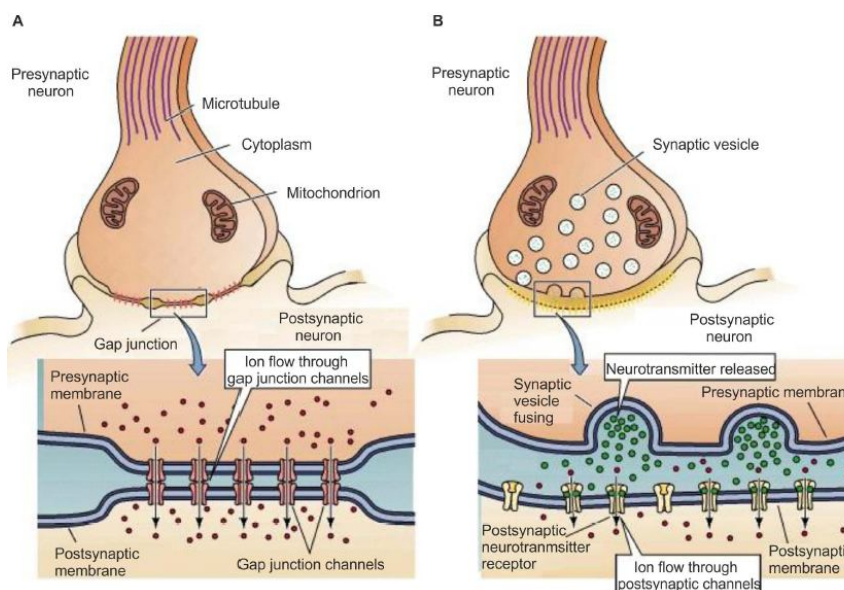
<sup>7</sup> Metabotropic

<sup>8</sup> Post-Synaptic Potentiation

اینکه چه نوع نوروترانسمیتری به کار برده شود، انواع مختلفی از سیناپس‌های یونوتروپیک و متابوتروپیک وجود دارند. سیناپس‌های یونوتروپیک از نوع متابوتروپیک سریع‌تر عمل می‌کنند.



شکل ۲-۳: مدار معادل یک قطعه از غشاء [4].



شکل ۲-۴: نحوه عملکرد یک سیناپس [۲۹].

هنگامی که تغییر پتانسیل به صورت قطبش‌زدا<sup>۱</sup> باشد، سیناپس در حالت تحریکی<sup>۲</sup> و چنانچه تغییر پتانسیل در حالت بیش‌قطبیده‌کنندگی<sup>۳</sup> باشد، سیناپس در حالت بازداشتی<sup>۴</sup> قرار دارد. در بسیاری از نورون‌ها، در بخشی خاصی از نورون یعنی در برآمدگی اکسون در سوما و در ابتدای اکسون، پتانسیلی با اهمیتی ویژه وجود دارد. در این ناحیه‌ی فعال‌سازی نورون، تجمع بزرگی از انواع خاصی از کانال‌های سدیم قرار گرفته است. در نتیجه، هنگامی که ولتاژ این ناحیه تا بالاتر از آستانه تحریک بالا رود (معمولا

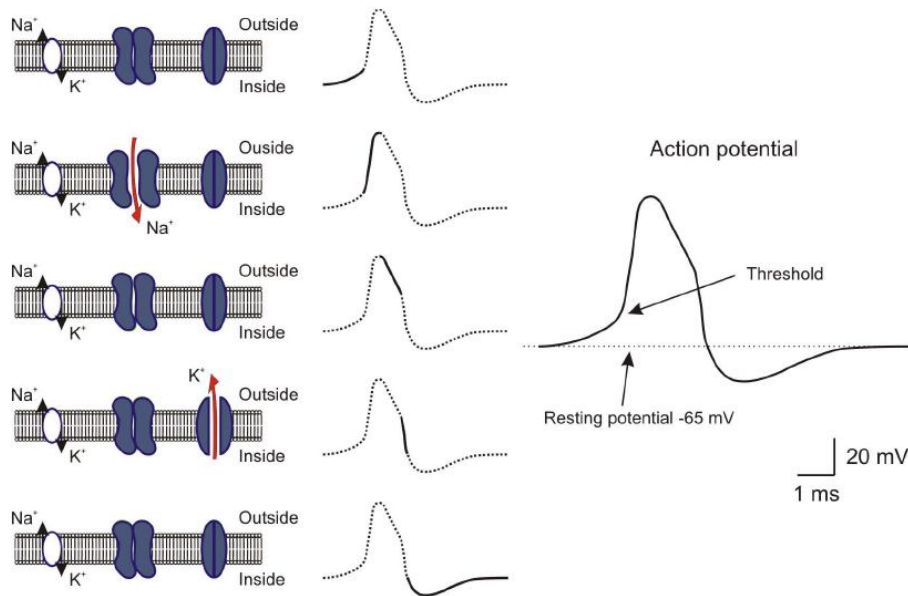
<sup>1</sup> Depolarizing

<sup>2</sup> Excitatory

<sup>3</sup> Hyperpolarising

<sup>4</sup> Inhibitory

۴۸- میلی‌ولت)، مجموعه‌ای خاص از کانال‌های حساس به سدیم باز شده، و به یون‌های  $\text{Na}^+$  اجازه ورود داده، و در نتیجه، به سرعت سبب افزایش قطبش‌زدایی می‌گردند. در نتیجه، کانال‌های بیشتری نیز باز شده و در نتیجه، پتانسیل غشاء به سرعت افزایش پیدا می‌کند. در نتیجه این افزایش قطبش‌زدایی، دو اتفاق رخ خواهد داد: در ابتدا، کانال‌های سدیم باز شده، و سپس، کانال‌های یونی دیگری باز می‌شوند و در نتیجه، یون‌های دیگری ( $\text{K}^+$ ) امکان جابجایی پیدا می‌کنند که در نتیجه آن، پتانسیل غشاء به مقداری نزدیک به آن حد که از آن، قبلاً به سرعت افزایش پیدا کرده بود، افت می‌کند. این افزایش و کاهش پتانسیل در طول اکسون ایجاد شده و در نتیجه، سیگنالی ضربه‌مانند<sup>۱</sup> در طول اکسون حرکت کرده، به سیناپس‌های انتهایی اکسون می‌رسند (شکل ۲-۵: گراف نمایش‌دهنده قطبش‌زدایی یک اکسون هنگام پتانسیل عمل [۲۹]). به دلیل بازتولید این ضربه، شکل آن مربوط به مکانیزم تولید آن بوده و حاوی اطلاعات نیست. این نکته حائز اهمیت است که کانال‌های سدیم قادر نیستند فوراً دوباره باز شوند، در نتیجه، هر نورون حداکثر به یک نرخ خاص می‌تواند این ضربه‌ها را تولید نماید، و همچنین، نکته دیگر این است که جریان پتاسیم معمولاً بیش از حد نیاز صورت پذیرفته و در نتیجه، همواره بیش‌قطبیدگی<sup>۲</sup> رخ خواهد داد. تأخیر در قابلیت استفاده دوباره کانال‌های سدیمی سبب ایجاد پارامتر سختی<sup>۳</sup> نورون می‌گردد که آن، دوره زمانی است که نورون در آن قادر به فعال‌سازی دوباره نیست.



شکل ۲-۵: گراف نمایش‌دهنده قطبش‌زدایی یک اکسون هنگام پتانسیل عمل [۲۹].

سرعت واقعی گسترش<sup>۴</sup> ضربه به دلیل طبیعت رسانایی<sup>۵</sup> و خازن‌ها و مقاومت‌های گسترده در اکسون، کند است. سرعت انتقال سیگنال در اکسون می‌تواند با فرآیندی به نام میلین‌دارشدن<sup>۱</sup> افزایش یابد. در

<sup>۱</sup> Spike-Like Signal  
<sup>۲</sup> Hyper Polarisation  
<sup>۳</sup> Refractory  
<sup>۴</sup> Propagation  
<sup>۵</sup> Conductance