

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر  
گروه مهندسی برق - الکترونیک

پایان نامه

برای دریافت درجه کارشناسی ارشد مهندسی برق - الکترونیک

عنوان

طراحی یک تقویت کننده لگاریتمی برای ورودی سیستم دریافت  
سیگنال های عصبی

استاد راهنما

دکتر جواد فرونچی

استاد مشاور

دکتر منوچهر بهرامی

پژوهشگر

زهرا حداد درفشی

بهمن ماه ۱۳۸۹

تقدیم به

پدر و مادر

مهربانم

## تقدیر و تشکر:

سپاس و شکر خدا را که هستی‌مان بخشید و بندها را بگشود و به طریق علم و دانش رهنمونمان شد و خوشه‌چینی از دنیای علم را روزیمان ساخت؛ و سپاس بی‌کران خدایی را که پس از ضعف و ناتوانی قوت و نیرو می‌بخشد و به مخلوقاتش بسیار مشفق و مهربان است. اینک به پاس نعمتهای بی‌شمار پروردگار بر خود وظیفه می‌دانم که از تمامی عزیزانی که در مراحل تکمیل این پایان‌نامه، یاریم نمودند، تشکر نمایم.

قبل از هر چیز وظیفه خود می‌دانم از پدر و مادر عزیز و مهربانم به خاطر تمام بخشندگی‌ها و زحماتشان قدر دانی و تشکر نمایم چرا که داشته‌هایم در زندگی را مدیون حمایت‌ها، تشویق‌ها و دعای خیر آنها هستم و این پایان‌نامه را هرچند در مقابل زحماتشان قطره از دریاست، به ایشان تقدیم می‌نمایم.

همچنین وظیفه خود می‌دانم که از استاد راهنمای عزیزم جناب آقای دکتر جواد فرونچی، که در تمام دوران تحصیل به ویژه در انجام و تکمیل مراحل این پایان‌نامه یاریم نموده، با رهنمودهای ارزنده خویش راهگشای اینجانب بودند و همواره مشوق و پشتیبانم بودند، کمال تشکر و قدردانی را بعمل آورم.

همچنین، از استاد عزیز، جناب آقای دکتر منوچهر بهرامی، به خاطر رهنمودهای ارزنده‌شان و آموخته‌هایم از ایشان کمال تشکر را دارم.

از زحمات بی‌دریغ استاد گرامی، جناب آقای دکتر هادی ولادی که افتخار شاگردی ایشان را داشتم، کمال تشکر و قدردانی را بعمل آورم.

از دوستان عزیز و همکاران گرامی‌ام در آزمایشگاه میکرو سنسور و میکروالکترونیک مخصوصاً آقای مهندس شیری و آقای مهندس خدیور به خاطر کمک‌های بی‌دریغشان کمال تشکر را دارم.

نام خانوادگی دانشجو: حداد درفشی	نام: زهرا
عنوان پایان نامه: طراحی یک تقویت کننده لگاریتمی برای ورودی سیستم دریافت سیگنال های عصبی	
استاد راهنما : دکتر جواد فرونچی	
استاد مشاور : دکتر منوچهر بهرامی	
مقطع تحصیلی: کارشناسی ارشد رشته: مهندسی برق گرایش: طراحی مدارات مجتمع آنالوگ	
دانشگاه: تبریز دانشکده: مهندسی برق و کامپیوتر تاریخ فارغ التحصیلی: ۱۳۸۹/۱۱/۱۱	
تعداد صفحات: ۷۹	
کلیدواژه‌ها: سیگنال عصبی، مدار ورودی، تقویت کننده عصبی، کم توان، کم نویز	
چکیده:	
<p>هدف از این پژوهش طراحی یک تقویت کننده لگاریتمی برای ورودی سیستم دریافت سیگنال های عصبی می باشد.</p> <p>برای مونیتورینگ سیگنالهای عصبی از الکترودهایی استفاده می شود که در بدن موجود زنده و در نزدیکی سلول های عصبی کاشت می شوند. سیگنال های عصبی که از طریق الکترودها دریافت می شوند به دو نوع تقسیم می شوند:</p> <p>۱. سیگنال های Local Field Potential (LFP) که فرکانس آنها کمتر از 100Hz و دامنه آنها کمتر از 5mv است.</p> <p>۲. سیگنال های Neural Spikes (SPK) که فرکانس آنها بین 100Hz و 10KHz و دامنه آنها بین 10uv و 500uv می باشد.</p> <p>با توجه به خصوصیات سیگنال ها و رنج دینامیکی زیاد آنها (60dB) روش های مختلفی برای تقویت این</p>	

سیگنال‌ها به منظور ارسال آنها به مبدل آنالوگ به دیجیتال ارائه شده است که بتواند این رنج ورودی را دریافت نماید. در این پروژه برای تقویت سیگنال‌های عصبی تقویت کننده لگاریتمی ارائه شده است که سیگنال‌های با دامنه کمتر با بهره بالاتری نسبت به سیگنال‌های با دامنه بالاتر تقویت شوند. مدار طراحی شده برای اینکه قابل کاشت در بدن باشد دارای اندازه کوچک و توان تلفاتی کم است. تکنولوژی استفاده شده 90 نانومتر می‌باشد. در این روش بهره بسیار بالایی برای سیگنال‌های با دامنه پائین بدست آمده است.

چون در محل برخورد الکترودها با بافت مغز، افسست‌های DC ایجاد می‌شود، دو ساختار مختلف به عنوان فیلتر بالاگذر برای ورودی تقویت کننده لگاریتمی پیشنهاد شده است و با مقایسه نتایج آنها، بهترین مورد به عنوان ساختار نهایی ارائه شده است.

## فهرست مطالب

مقدمه ۱

### پیشینه‌ی پژوهش و بررسی منابع

#### فصل اول: پیشینه پژوهش و بررسی منابع

۴	۱-۱. مقدمه
۵	۲-۱. معرفی سیستم عصبی
۷	۱-۲-۱. عصب
۷	۲-۲-۱. پتانسیل استراحت
۸	۳-۲-۱. پتانسیل عمل
۹	۳-۱. سیگنال‌های عصبی
۱۱	۴-۱. میکروالکترودها
۱۵	۵-۱. مدارات دریافت سیگنال‌های عصبی
۱۷	۶-۱. تقویت و گسسته‌سازی سیگنال‌های عصبی
۱۸	۱-۶-۱. جداسازی و تقویت سیگنال‌ها
۲۰	۲-۶-۱. محاسبه انرژی سیگنال LFP
۲۲	۳-۶-۱. حذف سیگنال‌های LFP
۲۳	۴-۶-۱. تقویت‌کننده با گین و پهنای باند قابل تنظیم

### مواد و روش‌ها

#### فصل دوم: تقویت‌کننده‌های لگاریتمی

۲۷	۱-۲. مقدمه
۲۸	۲-۲. بررسی ساختارهای مختلف
۲۹	۱-۲-۲. فیدبک غیر خطی با پیوند PN
۳۱	۲-۲-۲. تقویت‌کننده لگاریتمی جمع موازی
۴۰	۳-۲-۲. تقویت‌کننده لگاریتمی آشکارسازی متوالی

- ۴۲ ۴-۲-۲. تقویت کننده لگاریتمی حقیقی
- ۴۶ ۵-۲-۲. تقویت کننده لگاریتمی خطی - محدود کننده دو طبقه

## نتایج و بحث

### فصل سوم: طراحی تقویت کننده لگاریتمی حقیقی برای سیستم عصبی

- ۴۹ ۱-۳. مقدمه
- ۵۰ ۲-۳. توپولوژی تقویت کننده لگاریتمی حقیقی
- ۵۳ ۳-۳. مدارات بایاس
- ۵۴ ۴-۳. شبیه سازی تقویت کننده لگاریتمی حقیقی
- ۶۴ ۵-۳. فیلتر بالاگذر ورودی
- ۶۴ ۱-۵-۳. استفاده از بافر در ورودی
- ۶۷ ۲-۵-۳. استفاده از فیلتر فعال
- ۷۰ ۳-۵-۳. مقایسه روشهای پیشنهادی
- ۷۱ ۶-۳. مقایسه ساختار کلی پیشنهادی با ساختارهای موجود

## نتیجه گیری و پیشنهادات

- ۷۵ نتیجه گیری و پیشنهادات
- ۷۷ مراجع
- ۸۰ مقاله



## فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۱. سلول عصبی ۵
- شکل ۲-۱. رنج سیگنال‌های عصبی مختلف ۱۱
- شکل ۳-۱. نمونه‌ای از الکترودهای مورد استفاده در سیستم عصبی ۱۲
- شکل ۴-۱. نمونه‌ای از الکترودهای پیاده شده برای ثبت سیگنال‌های عصبی ۱۳
- شکل ۵-۱. کابل ارتباطی سیلیکونی دور میله شیشه‌ای با قطر ۱ میلی‌متر ۱۴
- شکل ۶-۱. آرایه الکترودی دانشگاه UTAH ۱۴
- شکل ۷-۱. الکترودهای کاشته شده در مغز ۱۵
- شکل ۸-۱. بلوک دیاگرام سیستم ثبت و دریافت سیگنال‌های عصبی ۱۶
- شکل ۹-۱. بلوک دیاگرام روش‌های مختلف برای پردازش سیگنال‌های عصبی ۱۷
- شکل ۱۰-۱. بلوک دیاگرام کانال ثبت سیگنال‌های عصبی ۱۹
- شکل ۱۱-۱. فیلتر پائین‌گذر درجه دو ۲۰
- شکل ۱۲-۱. الگوریتم محاسبه انرژی LFPها ۲۰
- شکل ۱۳-۱. فیلتر میان‌گذر ۲۱
- شکل ۱۴-۱. مدار مربع‌کننده و انتگرال‌گیر ۲۲
- شکل ۱۵-۱. مدار تقویت‌کننده ۲۳
- شکل ۱۶-۱. تقویت‌کننده با گین و پهنای باند قابل تنظیم ۲۴
- شکل ۱۷-۱. ساختار OTA و مدار تنظیم پهنای باند ۲۵
- شکل ۱-۲. تقویت‌کننده با فیدبک پیوند PN ۲۹
- شکل ۲-۲. تقویت‌کننده لگاریتمی تراکم پیش‌رونده جمع موازی ۳۱
- شکل ۳-۲. تقویت‌کننده لگاریتمی تقویت موازی جمع موازی ۳۲
- شکل ۴-۲. نمودار مشخصه تقویت‌کننده لگاریتمی جمع موازی ۳۳
- شکل ۵-۲. بلوک دیاگرام تقویت‌کننده لگاریتمی آشکار سازی متوالی ۴۰
- شکل ۶-۲. نمودار مشخصه هر یک از بلوک‌های تقویت‌کننده - محدودکننده ۴۱
- شکل ۷-۲. تقویت‌کننده لگاریتمی حقیقی ۴۳
- شکل ۸-۲. نمودار مشخصه هر طبقه تقویت‌کننده لگاریتمی حقیقی ۴۳

- شکل ۲-۹. تابع تبدیل تقویت کننده لگاریتمی حقیقی ۴۴
- شکل ۲-۱۰. تقویت کننده لگاریتمی خطی - محدود کننده دو طبقه ۴۶
- شکل ۲-۱۱. بلوک دیاگرام log stage ۴۷
- شکل ۲-۱۲. توزیع ولتاژ ورودی با استفاده از مقاومت ۴۷
- شکل ۳-۱. توپولوژی یک طبقه دوگانه ۵۰
- شکل ۳-۲. مدار بایاس ۵۴
- شکل ۳-۳. پاسخ فرکانسی تقویت کننده لگاریتمی ۵۵
- شکل ۳-۴. نمودار نویز تقویت کننده لگاریتمی ۵۶
- شکل ۳-۵. پاسخ DC تقویت کننده لگاریتمی ۵۷
- شکل ۳-۶. محاسبه خطای لگاریتمی ۵۷
- شکل ۳-۷. پاسخ فرکانسی تقویت کننده لگاریتمی در گوشه FF ۵۸
- شکل ۳-۸. نمودار نویز تقویت کننده لگاریتمی در گوشه FF ۵۹
- شکل ۳-۹. پاسخ DC تقویت کننده لگاریتمی در گوشه FF ۶۰
- شکل ۳-۱۰. محاسبه خطای لگاریتمی در گوشه FF ۶۰
- شکل ۳-۱۱. پاسخ فرکانسی تقویت کننده لگاریتمی در گوشه SS ۶۱
- شکل ۳-۱۲. نمودار نویز تقویت کننده لگاریتمی در گوشه SS ۶۲
- شکل ۳-۱۳. پاسخ DC تقویت کننده لگاریتمی در گوشه SS ۶۳
- شکل ۳-۱۴. محاسبه خطای لگاریتمی در گوشه SS ۶۳
- شکل ۳-۱۵. ساختار بافر ورودی ۶۵
- شکل ۳-۱۶. شبه مقاومت MOS ۶۵
- شکل ۳-۱۷. مشخصه شبه مقاومت MOS ۶۶
- شکل ۳-۱۸. پاسخ فرکانسی بافر ورودی ۶۷
- شکل ۳-۱۹. نمودار نویز بافر ورودی ۶۷
- شکل ۳-۲۰. ساختار فیلتر فعال ۶۸
- شکل ۳-۲۱. OTA استفاده شده در فیلتر فعال ۶۸
- شکل ۳-۲۲. پاسخ فرکانسی و نمودار فاز OTA ۶۹
- شکل ۳-۲۳. نمودار نویز OTA ۷۰

۷۱

شکل ۳-۲۴. پاسخ فرکانسی سیستم کلی

۷۳

شکل ۳-۲۵. Layout تقویت کننده

## فهرست جداول

۷۰	جدول ۱. مقایسه روشهای پیشنهادی
۷۲	جدول ۲. مقایسه با کارهای قبلی

## مقدمه

توانایی مونی‌تور<sup>۱</sup> کردن فعالیت الکتریکی نورون‌ها در مغز، امکان مطالعه فعالیت‌های مغزی را برای دانشمندان و محققان فراهم می‌کند. در دهه‌های ۱۹۸۰ و ۱۹۹۰ توسعه الکترودهایی که با روش‌های میکرو الکترونیک ساخته می‌شوند، امکان ثبت فعالیت بسیاری از نورون‌ها را فراهم کرده است. امروزه تلاش بر این است که بتوان سیستم ثبت سیگنال‌های عصبی<sup>۲</sup> شامل: میکروالکترودها، مدارات آنالوگ، بخش پردازش و قسمت بیسیم<sup>۳</sup> را به صورت مجتمع ساخت تا قابل کاشت در بدن باشد. برای این منظور این مدارات باید کوچک باشند و توان مصرفی پائین داشته باشند تا گرمای ایجاد شده از آنها به مغز آسیب نرساند.

با توجه به دامنه کوچک سیگنال‌های عصبی و امپدانس بزرگی که در سطح مشترک الکترودها و بافت مغز وجود دارد، لازم است که سیگنال‌های دریافت شده از الکترودها قبل از تبدیل به سیگنال‌های دیجیتال و پردازش تقویت شوند. تقویت کننده ورودی<sup>۴</sup> سیستم عصبی باید دارای ویژگی‌های زیر باشد:

---

<sup>1</sup> Monitoring

<sup>2</sup> Neural Recording System

<sup>3</sup> Wireless

<sup>4</sup> Front-End

۱. کم نویز<sup>۱</sup> باشد تا بتواند سیگنال‌هایی با دامنه‌های کوچک در حد ۳۰ میکرو ولت را تقویت کند.

۲. رنج دینامیکی<sup>۲</sup> آن به اندازه کافی باشد تا بتواند سیگنال‌هایی با دامنه بزرگ در حد ۲ میلی ولت را تقویت کند.

۳. پهنای باند فرکانسی بین ۱ هرتز تا ۵ کیلوهرتز را پوشش دهد.

۴. سایز کوچک و توان مصرفی پائین داشته باشد.

۵. امپدانس ورودی آن بیشتر از امپدانس سطح مشترک الکتروود و بافت مغز باشد.

در این پایاننامه برای تقویت سیگنال‌های عصبی تقویت کننده لگاریتمی پیشنهاد می شود که سیگنال‌های با دامنه کمتر با بهره بالاتری نسبت به سیگنال‌های با دامنه بالاتر تقویت شوند. مدار طراحی شده برای اینکه قابل کشت در بدن باشد، باید حداقل امکان سایز کوچک و توان تلفاتی کم داشته باشد. به همین منظور تکنولوژی 90 نانومتر مورد استفاده قرار گرفته است. بخش‌های مختلف پایاننامه به این صورت خواهد بود:

ابتدا سیگنال‌های عصبی مطالعه می‌شوند سپس به بررسی کارهای پیشین و تقویت کننده‌های عصبی موجود می‌پردازیم. انواع تقویت کننده‌های لگاریتمی معرفی می‌شوند، ساختار آنها مورد بررسی قرار می‌گیرد تا بهترین آنها انتخاب شود سپس طراحی تقویت کننده ارائه خواهد شد. در قسمت آخر به ارائه نتایج و مقایسه آنها با تقویت کننده‌های عصبی موجود پرداخته و پیشنهاداتی را برای ادامه کار مطرح می‌کنیم.

---

<sup>1</sup> Low-Noise

<sup>2</sup> Dynamic Range

پیشینه پژوهش و بررسی منابع

## فصل اول

### پیشینه پژوهش و بررسی منابع

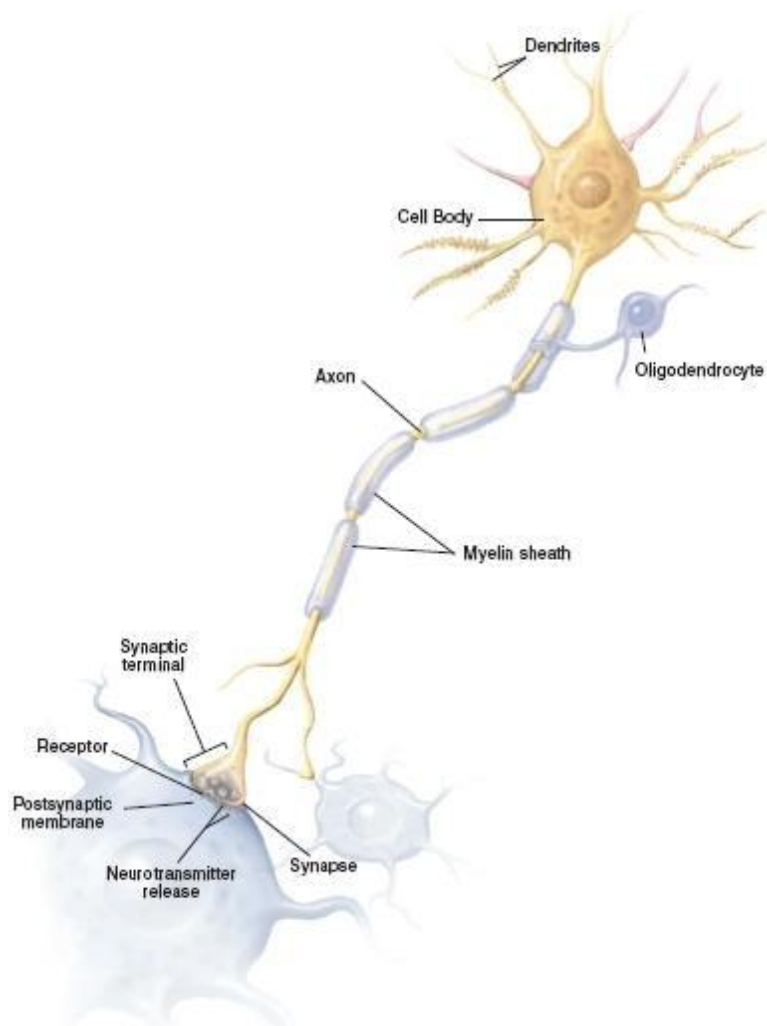
#### ۱-۱ مقدمه

با توجه به تحقیقات و مشاهداتی که در سیستم عصبی موجودات زنده صورت گرفته محققین این علم به این باور دست یافته‌اند که شناخت کافی از شبکه عصبی موجودات زنده می‌تواند راه گشای حل بسیاری از بیماری‌ها و نیز پیش بینی برخی از بیماری‌ها باشد. مدت زمانی در حدود یک قرن می‌باشد که به طور واقعی، تحقیقات انسان بر روی موجودات زنده در حد تحقیقات در ابعاد تک سلولی رسیده است و این پیشرفت منشاء بسیاری از پیشرفتهای دیگر می‌باشد. در حال حاضر با پیشرفتهای صورت گرفته در شناخت شبکه عصبی موجودات زنده و برخورد با انواع مشکلات آن، مشاهده می‌گردد که زمان استفاده از تکنولوژی‌های میکروالکترونیک و میکروسنسور در راستای تحقیقات در زمینه پردازش سیگنالهای عصبی با این روشها فرارسیده است.



## ۲-۱ معرفی سیستم عصبی

بافت عصبی و اعصاب و مراکز عصبی از سلول‌های ویژه‌ای به نام سلول‌های عصبی یا نورون<sup>۱</sup> تشکیل شده‌اند. به عبارت دیگر واحد ساختمانی بافت عصبی، نورون یا سلول عصبی نام دارد. در همه نورون‌ها سه بخش متمایز وجود دارد که عبارتند از: جسم سلولی و زوائد سلولی که شامل اکسون‌ها و دندریت‌ها می‌باشد.



شکل ۱-۱: سلول عصبی

<sup>1</sup> Neuron

دندریته‌ها رشته‌های عصبی منشعبی هستند که کوتاه می‌باشند و از جسم سلولی هر نورون خارج می‌شوند. دندریته‌ها پیام عصبی را به جسم سلولی می‌آورند، همچنین در انتهای انشعاب باریک‌تر می‌شوند و نورون را با سلول‌های عصبی دیگر مرتبط می‌سازند.

اکسون به طور معمول رشته‌ای است طویل و عمدتاً بدون انشعاب که فقط در انتها منشعب است. اکسون‌ها پیام عصبی را از جسم سلولی خارج می‌سازند.

در نهایت جسم سلولی نیز از یک هسته و سیتوپلاسم<sup>۱</sup> که شامل هسته و اندامک‌هاست، تشکیل شده است. جسم سلولی عمدتاً به اشکال کروی، ستاره‌ای، و گاه دوکی یا گلابی شکل است. در جسم سلولی، هسته که خود فاقد هستک است، میتوکندری<sup>۲</sup> فراوان، دستگاه گلژی<sup>۳</sup>، تارچه‌هایی به نام نوروفیبری<sup>۴</sup>، اجسام نیسل<sup>۵</sup> (شامل شبکه آندوپلاسمی<sup>۶</sup> و ریبوزوم<sup>۷</sup>) وجود دارد. جسم سلولی را سوما<sup>۸</sup> نیز می‌گویند.

نورون‌ها را بر حسب اینکه پیام عصبی را در چه جهتی هدایت می‌کنند، به دو گروه تقسیم می‌کنند: نورون‌های حسی و نورون‌های حرکتی. نورون‌های حسی دندریته بلند و اکسون کوتاه دارند و پیام‌های عصبی را از گیرنده‌های حسی به سمت مراکز عصبی هدایت می‌کنند. نورون‌های حرکتی اکسون بلند و دندریته کوتاه دارند و پیام‌ها را به اندام‌های واکنش (ماهیچه‌ها و غده‌ها) می‌رسانند و در نهایت نورون‌های چند قطبی که رابط نورون‌های بخش مرکزی عصب هستند.

---

<sup>1</sup> Cytoplasm

<sup>2</sup> Mitochondria

<sup>3</sup> Golgi Complex

<sup>4</sup> Neurofibrils

<sup>5</sup> Nissl Body

<sup>6</sup> Endoplasmic Reticulum

<sup>7</sup> Ribosomal RNA

<sup>8</sup> Soma

### ۱-۲-۱ عصب

به مجموع صدها رشته عصبی که کنار هم دسته‌بندی شده و در امتداد هم قرار می‌گیرند، عصب می‌گویند. تارهای عصبی هر عصب به وسیله پوششی از بافت همبند از جنس بافت پیوندی احاطه می‌شوند و رشته‌های عصبی حسی و حرکتی کنار هم قرار می‌گیرند. هر عصب پیام‌های عصبی متفاوت و زیادی را در رشته تارهای خود در جهت‌های مختلف هدایت می‌کند اما پیام عصبی در هر تار مستقل است و به تار مجاورش منتقل نمی‌شود. علم مطالعه عصب را عصب شناسی (Neurology) می‌گویند. عصب شناسان معتقدند عصب قابل پیوند زدن و ترمیم نیست، زیرا وقتی عصب قطع شود می‌میرد و اعصاب مرده را نمی‌توان پیوند زد.

### ۱-۲-۲ پتانسیل استراحت

بر اساس مطالعات انجام شده مشخص شده است غشاء نسبت به بعضی از یون‌ها نفوذ پذیر و نسبت به بعضی دیگر نفوذ ناپذیر است. غشاء در حال آرامش به علت نفوذ پذیری نسبت به یون  $(K^+)$  از درون به بیرون (پدیده انتشار)، و در نتیجه عدم توازن یونهای پتاسیوم در طرفین غشاء، نیز نفوذ ناپذیری آن در برابر یون‌های  $(Na^+)$  نسبت به  $(K^+)$  می‌باشد و علت منفی بودن داخل نرون هم بیشتر بودن نسبت  $(K^+)$  به  $(Na^+)$ ، و هم وجود یون‌های منفی پروتئینی  $(Pr^-)$  می‌باشد. غشای سلول نسبت به یون‌های پروتئین به علت درشتی مولکول آنها غیر قابل نفوذ است.

ایجاد پتانسیل غشاء (بار آرامش) خود به صورت نیرویی در جهت جلوگیری از انتشار پتاسیوم به خارج اثر می‌کند و به تدریج بین این نیروی انتشار پتاسیوم و نیروی الکتریکی مربوط به بار

آرامش تعادل برقرار می‌شود. مقدار اختلاف پتانسیل غشاء در موقع برقرار شدن تعادل بین این دو نیرو پتانسیل تعادل است.

### ۱-۲-۳ پتانسیل عمل

اگر تار عصبی را تحریک کنیم پتانسیل غشاء در محل تحریک تغییر یافته، معکوس می‌شود یعنی سطح خارجی نقطه تحریک شده منفی، و سطح داخلی آن مثبت می‌شود. علت آن تراوا شدن غشاء نسبت به  $(Na^+)$  و بیرون شدن  $(K^+)$  از اکسون می‌باشد. در این صورت غشاء به اصطلاح پلاریزه می‌شود. در این هنگام در نرون پتانسیل کار یا پیام عصبی به وجود می‌آید. جریان‌های یونی که در خلال اکسون (غشای اکسون) سیر می‌کنند محصول گشوده و بسته شدن کانال‌های یونی  $(Na^+)$  و  $(K^+)$  حساس به ولتاژ هستند که در غشاء جایگزین شده‌اند. بار الکتریکی پس از تحریک فوراً به حالت اول بر می‌گردد و مجدداً پتانسیل غشاء برقرار می‌شود. پیام عصبی، سیر دیپلاریزاسیون در سراسر نرون است که اکسون سلول‌های عصبی آن را توسط ایجاد پتانسیل کار انتقال می‌دهند. در کل پتانسیل الکتریکی نرون در هنگام تحریک آن، پتانسیل کار نام دارد. هدایت موج عصبی دارای ماهیت بیوالکتریکی است.

قوانین هدایت از این قرارند:

(۱) پتانسیل عمل ایجاد شده در یک ناحیه تار عصبی، در طول تار سیر کرده به سر دیگر تار عصبی منتقل می‌شود به طوری که جریان عصبی در هر تار مستقلاً هدایت می‌شود. هدایت به دو صورت پیوسته و جنبشی صورت می‌گیرد که هدایت جنبشی بسیار سریع‌تر می‌باشد. هدایت پیوسته عموماً در تارهای عصبی بدون میلین، و هدایت جنبشی یا جهشی در تارهای عصبی