

## ورفتار سلول عصبی

اختلاف پتانسیل معینی بین آن‌ها ایجاد شود؛ برای ظرفیت بیش تر به بار بیش تر نیاز است.

۲. **جریان الکتریکی و مقاومت:** جریان الکتریکی، جریانی از بارهای متحرک است. ولی همه‌ی بارهای متحرک، جریان الکتریکی را به وجود نمی‌آورند. مثلاً الکترون‌های رسانش در طول یک سیم منزوی با حرکت کاتوره‌ای از مرتبه‌ی  $10^6 \text{ m/s}$  در حال حرکت اند، ولی با این حال هیچ انتقال خالصی از بار الکتریکی در سیم وجود ندارد و بنابراین هیچ جریانی از آن نمی‌گذرد. ولی اگر دو طرف سیم را به یک باتری وصل کنیم، شارش آرامی در یک جهت به وجود می‌آید که نتیجه‌ی آن انتقال خالص بار و تولید جریان الکتریکی است. مثال‌های جریان‌های الکتریکی فراوان اند. هواشناسان با صاعقه و جریان بسیار آرام بار از طریق جو روبه‌رو هستند. مهندسان برق با دستگاه‌های بی‌شمار الکتریکی و همان‌طور که خواهیم دید، زیست‌شناسان با جریان‌های عصبی که ماهیچه‌ها را کنترل می‌کنند، سروکار دارند.

اگر اختلاف پتانسیل یکسانی را بین دو انتهای دو میله‌ی مسی و شیشه‌ای با شکل هندسی کاملاً مشابهی اعمال کنیم، دو جریان الکتریکی خیلی متفاوت حاصل می‌شود. مشخصه‌ای از رسانا که این‌جا مطرح می‌کنیم، مقاومت الکتریکی نام دارد. با اعمال یک اختلاف پتانسیل  $V$  بین هر دو نقطه و اندازه‌گیری جریان  $i$  به وجود آمده، مقاومت بین آن دو نقطه با استفاده از رابطه‌ی  $R=V/i$  به دست می‌آید. در نمودار مدار، مقاومت با نماد  $\square$  نمایش داده می‌شود. اگر رابطه‌ی بالا را به صورت  $i=V/R$  بنویسیم، علت نام‌گذاری «مقاومت» مشخص می‌شود. زیرا به ازای هر اختلاف پتانسیل معین، مقاومت بیشتر در برابر جریان، به معنای عبور کم‌تر جریان است.

۳. **باتری یا نیروی محرکه‌ی الکتریکی:** اگر بخواهیم حامل‌های بار را وادار کنیم تا در یک رسانا جریان یابند، باید بین دو سر این مقاومت، اختلاف پتانسیل برقرار کنیم. یک راه برای انجام این کار، اتصال هر یک از سرهای مقاومت به یک صفحه‌ی خازن باردار

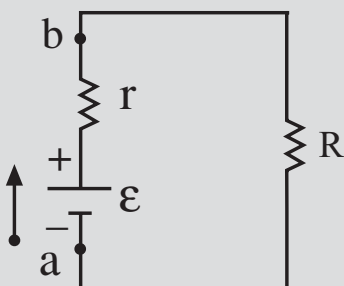
بخشی از انرژی مورد نیاز بدن صرف تولید و نگه‌داری پتانسیل‌های عصبی در سلول‌های عصبی (نورون‌ها) می‌شود. این پتانسیل‌ها ممکن است مدت‌ها ثابت بمانند، ولی از طریق محرک‌های گوناگون می‌توان آن‌ها را تغییر داد. در این مقاله نشان خواهیم داد که چگونه می‌توان ساز و کار رفتار سلول عصبی را با مدارهای ساده‌ی الکتریکی بررسی کرد. پیش از بررسی رفتار سلول عصبی در نبود و در حضور محرک عصبی، به تشریح برخی از اجزای ساده‌ی مدار الکتریکی می‌پردازیم.

### اجزای مدار الکتریکی

۱. **خازن:** وسیله‌ای که می‌تواند انرژی الکتریکی را در خود ذخیره کند، خازن نام دارد. مثلاً باتری‌های دوربین، با باردار کردن یک خازن، انرژی را در فلاش عکاسی ذخیره می‌کنند. فیزیک خازن‌ها را می‌توان به ابزارهای دیگر و به هر وضعیتی که شامل میدان‌های الکتریکی باشد، تعمیم داد. مثلاً میدان الکتریکی جو زمین می‌تواند بر اثر تخلیه‌ی جزئی یک خازن کروی عظیم هنگام آذرخش، تخلیه شود و یا همان‌طور که خواهیم دید، سلول عصبی را می‌توان خازنی پنداشت که صفحه‌های باردار آن را یون‌های مثبت و منفی تشکیل داده‌اند. هر خازن، از دو رسانای منزوی-با هر شکلی-ساخته شده است. نمادی که برای نمایش خازن به کار می‌بریم، به صورت  $\square$  است که بر اساس ساختار یک خازن صفحه-موازی (تخت) رسم شده است.

وقتی خازن باردار می‌شود، صفحه‌های آن دارای بارهایی با بزرگی‌های یکسان ولی علامت‌های مخالف می‌شوند. چون صفحه‌های خازن‌ها رسانا هستند، سطح‌هایی با پتانسیل یکسان اند، یعنی تمام نقطه‌های روی آن‌ها پتانسیل یکسانی دارند. به علاوه، اختلاف پتانسیلی میان این دو صفحه وجود دارد که مرسوم است به جای  $\Delta V$  آن را با  $V$  نمایش دهند. بار  $q$  و اختلاف پتانسیل  $V$  هر خازن با یکدیگر متناسب اند؛ یعنی  $q=CV$  است که ثابت تناسب  $C$ ، ظرفیت خازن نام دارد. ظرفیت خازن فقط به شکل هندسی صفحه‌ها بستگی دارد و نه به بار یا اختلاف پتانسیل آن‌ها. ظرفیت، معیاری از مقدار باری است که باید روی صفحه‌ها قرار گیرد تا

$-iR$  می‌شود. در برگشت به نقطه‌ی  $a$ ، پتانسیل دوباره برابر  $V_a$  است. چون حلقه را یک دور کامل پیموده‌ایم، پتانسیل اولیه با تغییرات در امتداد مسیر، باید برابر با پتانسیل پایانی باشد؛ یعنی  $V_a + \varepsilon - iR = V_a$  که به  $i = \varepsilon / R$  می‌انجامد. توجه کنید که اگر مداری مشابه شکل زیر داشته باشیم و به نقطه‌ی آغازین باز نگردیم، اختلاف پتانسیل بین  $a$  و  $b$  را نیز می‌توانیم به همین ترتیب محاسبه کنیم:



$$V_a + \varepsilon - ir = V_b \Rightarrow V_a - V_b = \varepsilon - ir$$

هم چنین در مدارهای چند حلقه‌ای، قاعده‌ای موسوم به قاعده‌ی انشعاب داریم که بیان می‌دارد «مجموع جریان‌های ورودی به هر انشعاب، باید برابر با مجموع جریان‌هایی که آن‌جا را ترک می‌کنند». این قاعده، بیانی ساده از اصل پایستگی بار الکتریکی است؛ یعنی در هر انشعاب، بار نه ایجاد می‌شود و نه از بین می‌رود؛ همان‌طور که قاعده‌ی حلقه را نیز می‌توان به عنوان پایستگی انرژی تعبیر کرد.

### پتانسیل عمل در سلول عصبی

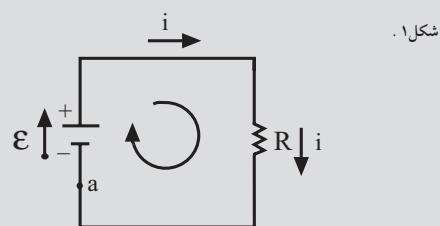
همان‌طور که می‌دانیم، در شاره‌های درون و بیرون سلول‌های عصبی، چندین یون وجود دارد که مهم‌ترین آن‌ها در ایجاد پتانسیل‌های عصبی یون‌های  $Na^+$ ،  $K^+$  و  $Cl^-$  است. غلظت این یون‌ها در درون و بیرون این سلول‌ها متفاوت است. داخل هر سلول عصبی، غلظت  $K^+$  بسیار زیاد و غلظت  $Na^+$  و  $Cl^-$  بسیار کم و بدیهی است که در بیرون سلول، این پدیده برعکس است.

برای بررسی چگونگی پیدایش هر پتانسیل عصبی، نخست یک غشای سلولی را که در ابتدا خنثا است، در نظر می‌گیریم. غشای سلول عصبی نسبت به یون‌های  $K^+$  و  $Cl^-$  تراوا و نسبت به  $Na^+$  حدود یک‌صدبار کم‌تر تراواست و تراوایی آن نسبت به سایر یون‌ها عملاً ناچیز و قابل چشم‌پوشی است. جهت پخش خالص، همواره از نواحی با غلظت بالا به طرف نواحی با غلظت پایین است. بنابراین، یون‌های  $K^+$  و  $Cl^-$  در جهت‌های متفاوت پخش می‌شوند. جریان پخش، سرانجام بر اثر میدان الکتریکی ایجاد شده

است. مشکل این است که شارش بارها باعث تخلیه‌ی خازن می‌شود و صفحه‌ها به سرعت به یک پتانسیل می‌رسند. برای ایجاد شارش پایا، به یک «پمپ بار» نیاز داریم؛ وسیله‌ای که با انجام کار روی حامل‌های بار، اختلاف پتانسیل بین دو پایانه را حفظ می‌کند. چنین وسیله‌ای منبع نیروی محرکه‌ی الکتریکی نام دارد و گفته می‌شود که این وسیله روی حامل‌های بار کار انجام می‌دهد.

یک منبع متداول نیروی محرکه‌ی الکتریکی، باتری نام دارد که به عنوان وسیله‌ای برای ایجاد توان به کار می‌رود. هر باتری یا منبع نیروی محرکه‌ی الکتریکی، لزوماً یک وسیله نیست؛ یعنی نباید بلافاصله به باتری ساعت مچی خود یا به سلول‌های خورشیدی بال مانند در سفینه‌های فضایی و یا پیل‌های گرمایی که تأمین کننده‌ی توان سفینه‌های فضایی هستند، فکر کنیم. هر منبع نیروی محرکه‌ی الکتریکی می‌تواند دستگاه زنده‌ای باشد؛ همان‌طور که مارماهی‌های الکتریکی، انسان‌ها و گیاهان، همگی چنین منبع‌های فیزیولوژیکی دارند. در این مقاله، یکی از این‌ها معرفی می‌شود.

۴. محاسبه‌ی جریان الکتریکی در مدار تک حلقه‌ای (روش پتانسیل): فرض کنید در مدار شکل ۱ از یک نقطه‌ی دلخواه شروع و به‌طور ذهنی در یکی از دو جهت دلخواه به دور مدار حرکت کنیم و هر جا با اختلاف پتانسیل‌ها روبه‌رو شدیم، آن‌ها را به‌طور جبری جمع کنیم. سپس، وقتی به نقطه‌ی شروع می‌رسیم، باید به پتانسیلی که از آن‌جا شروع کرده بودیم، برسیم. برای هر حلقه‌ی کامل قاعده‌ی حلقه برقرار است که به افتخار فیزیک‌دان آلمانی رابرت کیرشهوف، قاعده‌ی «حلقه‌ی کیرشهوف» نام دارد.



«جمع جبری تغییرات پتانسیل‌های موجود در یک دور کامل، در هر حلقه‌ای از مدار باید برابر صفر باشد.»

در شکل ۱، از نقطه‌ی  $a$  که پتانسیل آن  $V_a$  است، شروع می‌کنیم و به‌طور ساعتگرد مدار را دور می‌زنیم تا به نقطه‌ی  $a$  بازگردیم. فرض می‌کنیم باتری آرمانی است و مقاومت داخلی ندارد. بنابراین، وقتی در باتری از پایانه‌ی با پتانسیل بیش‌تر می‌گذریم، تغییر پتانسیل برابر  $+\varepsilon$  می‌شود. وقتی از مقاومت می‌گذریم، پتانسیل آن طبق رابطه  $V=iR$  تغییر می‌کند و چون از انتهای با پتانسیل بالاتر مقاومت دور می‌شویم، تغییر در پتانسیل آن برابر

متوقف می شود. زیرا پس از مدتی روی غشا، بار مثبت فراوان و داخل آن بار منفی فراوان جای می گیرد.

می دانیم، جهت میدان الکتریکی از بار مثبت به سوی بار منفی است و بنابراین هر میدان الکتریکی، از بیرون به طرف درون سلول عصبی به وجود می آید. از طرف دیگر می دانیم، بارهای مثبت در جهت میدان الکتریکی و بارهای منفی در خلاف جهت آن حرکت می کنند. پس عملاً این میدان الکتریکی که خود زائیده ی گرادیان غلظت یون ها و پخش آن هاست، پس از مدتی از ادامه ی پخش یون ها جلوگیری می کند. بدین ترتیب، تعادلی میان پخش یون ها در دو طرف غشای نیم-تراوای سلول و میدان الکتریکی برقرار می شود و به اصطلاح سلول عصبی در وضعیت استراحت قرار می گیرد. در این حالت، پتانسیل داخل سلولی حدود ۸۵-۶۵ میلی ولت نسبت به خارج سلول کم تر است. خارج سلول را معمولاً صفر ولتاژ در نظر می گیرند و بنابراین پتانسیل استراحت درون سلول ها در حدود ۶۵- تا ۸۵- میلی ولت است. تعادل میان گرادیان غلظت و میدان الکتریکی، نوعی تعادل انرژی است و معادله ای که این تعادل را توصیف می کند، «نرنست» نام دارد. توجه کنید که این معادله فقط ولتاژ حاصل از تفاوت غلظت را برای یک یون به دست می دهد و داریم:

$$V_x = \frac{58mV}{Z} \log \left[ \frac{x_o}{x_i} \right]$$

که Z ظرفیت یون،  $[x_o]$  غلظت در بیرون، و  $[x_i]$  غلظت در داخل غشاست. معادله ای که پتانسیل را در حضور کلیه ی یون ها به دست می دهد، معادله ی «گولدمن»<sup>۲</sup> نام دارد که در واقع هدف بخش اصلی مقاله ی حاضر، حصول این معادله از طریق مدارهای الکتریکی معادل است که پس از بررسی نقش  $Na^+$  در تحریک عصبی، به آن خواهیم پرداخت.

وقتی سلول عصبی تحریک می شود، دندریت ها سیگنال را از اعصاب حسی به درون تنه ی نورون انتقال می دهند. از جمله ی این محرک ها می توان به فشار، دما و پالس های الکتریکی حاصل از سایر نورون ها اشاره کرد. در پی این امر، بنا به دلایلی که هنوز ناشناخته اند، غشای سلول عصبی برای  $Na^+$  در مقایسه با حالت عادی، هزار بار تراواتر می شود؛ به گونه ای که تراوایی آن نسبت به  $K^+$  حدود ده برابر بیش تر می شود. این امر باعث می شود، پتانسیل داخل سلول که در وضعیت استراحت منفی بود، مثبت شود و به حدود  $40mV$  + برسد. به این وارونی پتانسیل، واقطش<sup>۳</sup> می گویند. ولی تراوایی نسبت به  $Na^+$  خیلی زود افت می کند و در عوض تراوایی

برای  $K^+$  موقتاً با ضریبی حدود  $30$  افزایش می یابد. اولی جریان به درون  $Na^+$  را قطع می کند و دومی موجب پخش سریع  $K^+$  به خارج سلول عصبی می شود. در این مرحله، حتی پتانسیل نسبت به پتانسیل استراحت منفی تر می شود (مرحله ی ابر-قطبش)<sup>۴</sup> و سپس از طریق تلمبه ی سدیم-پتاسیم به پتانسیل استراحت خود برمی گردد (مرحله ی بازقطبش)<sup>۵</sup>. تغییر پتانسیل عصبی از منفی به مثبت و سپس برعکس، یک پالس ولتاژ تولید می کند که آن را «ایمپالس» می نامند.

حال پیش از آن که به معادل یابی خود و حصول پتانسیل گولدمن از طریق مدارهای الکتریکی پردازیم، خوب است پتانسیل نرنست حاصل از هر تک یون را به دست آوریم. به این منظور، به غلظت یون ها در داخل و خارج سلول عصبی نیاز داریم. برای  $K^+$ ، غلظت در داخل سلول عصبی  $400$  مول/ $m^3$  و در بیرون آن  $20$  مول/ $m^3$  است. پس، معادله ی نرنست چنین می شود:

$$E_K = \frac{58mV}{1} \log \left[ \frac{20}{400} \right] = -75/46mV$$

برای  $Na^+$  غلظت در داخل سلول عصبی  $50$  مول/ $m^3$  و بیرون آن  $440$  مول/ $m^3$  است. پس معادله ی نرنست چنین به دست می دهد:

$$E_{Na} = \frac{58mV}{1} \log \left[ \frac{440}{50} \right] = 54/78mV$$

و بالاخره برای  $Cl^-$  که غلظت آن در داخل سلول عصبی  $52$  مول/ $m^3$  و بیرون آن  $560$  مول/ $m^3$  است، چنین داریم:

$$E_{Cl} = \frac{58mV}{1} \log \left[ \frac{52}{560} \right] = -59/87mV$$

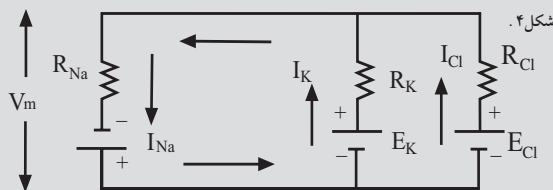
البته توجه شود که چون در تحریک عصبی، یون های  $Cl^-$  نقشی بازی نمی کنند و اصطلاحاً نافعال<sup>۶</sup> هستند، پتانسیل حاصل از آن ها همان پتانسیل غشای حاصل از  $Na$  و  $K$  می شود و البته خواهیم دید که اگر آنها را فعال نیز در نظر بگیریم، تفاوت عمده ای رخ نمی دهد.

### معادل های الکتریکی سلول عصبی

حال خوب است تعاریف قسمت های اول و دوم این مقاله را مقایسه کنیم. چه عاملی باعث انتقال یون ها در دو سوی غشای سلول عصبی شده است؟ گرادیان غلظت های یونی. یعنی این تفاوت غلظت هاست که باعث حرکت یون ها و ایجاد جریان می شود. سپس می توانیم این گرادیان غلظت ها را همان باتری یا منبع مولد الکتریکی در نظر بگیریم که ولتاژ کانال های آن همان ولتاژهای نرنست است. چرا هم چنین کانال های یونی را می توانیم با رساناها جایگزین کنیم. چرا که آن ها دقیقاً مانند یک سیم حامل جریان، یون ها را به سمت داخل یا خارج هدایت می کنند.

$$V_m = \frac{E_{Na}g_{Na} + E_Kg_K}{g_{Na} + g_K}$$

مقادیر  $g_{Na}$  و  $g_K$  در کتاب‌ها داده شده‌اند و به ترتیب عبارت‌اند از:  $g_{Na} = 0.5 \times 10^{-6} S$  و  $g_K = 1.0 \times 10^{-6} S$ .  $E_K$  و  $E_{Na}$  نیز همان پتانسیل‌های نرنست هستند که پیش‌تر محاسبه کردیم؛ با قرار دادن مقادیر، به  $V_m \approx -69mV$  می‌رسیم. حال می‌خواهیم کانال  $Cl^-$  را هم وارد کنیم. در این جا نقش  $Cl^-$  یا نافع‌ال یا فعال است. در هر دو صورت، شکل مدار چنین چیزی می‌شود:



با توجه به این که در قسمت قبل دیدیم خازن  $C_m$  در محاسبه‌ی پتانسیل استراحت نقشی ندارد، آن را رسم نکرده‌ایم. اگر کانال  $Cl^-$  را فعال در نظر بگیریم،  $E_{Cl} = -69mV$  می‌شود و اگر فعال در نظر بگیریم، باید از پتانسیل نرنست استفاده کنیم. این بار معادله‌ی سومیه به صورت  $V_m = E_{Cl} - I_{Cl}R_{Cl}$  هم داریم که به  $I_{Cl} = g_{Cl}(E_{Cl} - V_m)$  می‌انجامد. آن‌گاه قاعده‌ی انشعاب جریان‌ها به سادگی چنین به دست می‌دهد:

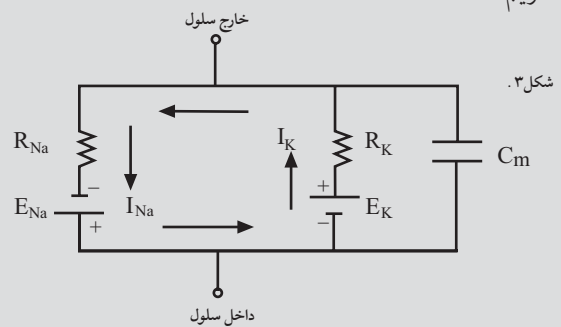
$$V_m = \frac{E_{Na}g_{Na} + E_Kg_K + E_{Cl}g_{Cl}}{g_{Na} + g_K + g_{Cl}}$$

که همان پتانسیل گولدمن است. حال با توجه به این که  $g_{Cl} = 2/5 \times 10^{-6} S$  است، بسته به آن که نقش  $Cl^-$  فعال یا غیرفعال باشد، به ترتیب به  $-69/2mV$  و  $-67/45mV$  برای  $V_m$  می‌رسیم.

در رابطه‌های بالا به خوبی توجه کنید که به دنبال پتانسیل استراحت بودیم که در این وضعیت حرکت بارهای مثبت و منفی به سکون رسیده است و بنابراین ظرفیت خازن ثابت است. ولی در حالت بینابینی باید تغییر ظرفیت رانیز در نظر بگیریم. در آن صورت، جریان کل عبارت است از:

$$I(t) = I_C(t) + \sum_i I_i(t)$$

هم چنین دریافتیم، در دو طرف لایه‌ی پیچیده‌ی سلول عصبی، بارهای مثبت و منفی قرار می‌گیرند که دقیقاً معادل خازنی است که یک صفحه‌ی آن مثبت و صفحه‌ی دیگر آن منفی است. پس هر سلول عصبی را به راحتی می‌توان با یک مدار الکتریکی جایگزین کرد. برای آن که نقش  $Cl^-$  را به عنوان نافع‌ال یا فعال به طور جداگانه بررسی کنیم، مداری را در نظر می‌گیریم که صرفاً از کانال‌های پتانسیل و سدیمی تشکیل شده باشد. با تعاریف بالا چنین شکلی داریم:



با استفاده از قانون انشعاب، از روی شکل ۳ درمی‌یابیم:  $I_{Na} + I_K = I_C$ . توجه کنید که برای خازن  $C_m$   $I_C = dq_C / dt$  و  $q_C = C_m V_m$  است. بنابراین، از آن جا  $I_C = C_m \frac{dV_m}{dt}$  می‌شود. ولی با توجه به این که پتانسیل استراحت را می‌خواهیم،  $dV / dt = 0$  می‌شود و بنابراین  $I_{Na} + I_K = 0$  است. این رابطه را معادله‌ی (۱) می‌نامیم. هم چنین، با توجه به قاعده‌ای که پیش‌تر برای اختلاف پتانسیل معرفی کردیم، داریم:

$$V_m = E_{Na} - I_{Na}R_{Na} \quad (2)$$

$$V_m = E_K - I_KR_K \quad (3)$$

منتها در این جا خوب است اشاره کنیم، در کلیه‌ی کتاب‌های علوم اعصاب، به جای مقاومت از وارون رسانندگی استفاده می‌کنند. رسانندگی، کمیتی فیزیکی است و همان طور که از نامش مشخص است، وارون مقاومت است و بنابراین  $R_{Na} = 1/g_{Na}$  و  $R_K = 1/g_K$  می‌شود. یکای رسانندگی «زیمنس» است و با  $S$  نمایش داده می‌شود. حال از رابطه‌های ۲ و ۳ داریم:

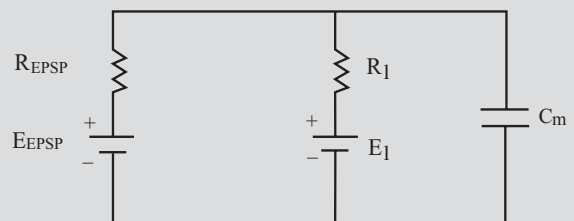
$$I_{Na} = g_{Na}(E_{Na} - V_m)$$

$$I_K = g_K(E_K - V_m)$$

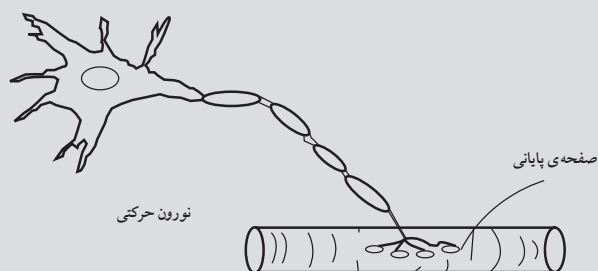
با قرار دادن این دو معادله در معادله‌ی ۱، به این رابطه برای پتانسیل غشا می‌رسیم:

در این ناحیه، اکسون حرکتی فاقد میلین است و به چند شاخه‌ی نازک تبدیل می‌شود که در انتهای آن‌ها نقاطی به نام دکمه‌های سیناپسی<sup>۱۲</sup> موجودند که با تارهای ماهیچه‌ای ارتباط برقرار می‌کنند و در همین نقاط است که نورون حرکتی، ناقل‌های<sup>۱۳</sup> خود را آزاد می‌کند. ناقلی که توسط اکسون حرکتی آزاد می‌شود، استیل کولین (ACh) نام دارد و گیرنده‌ی روی غشای ماهیچه‌ای گیرنده‌ای از نوع نیکوتینی است. با این حال، همه‌ی گیرنده‌ها به اصطلاح سیناپسی نیستند و کانال‌هایی نیز وجود دارند که در آن‌ها سیناپس رخ نمی‌دهد و به اصطلاح کانال‌های غیرسیناپسی یا استراحت نامیده می‌شوند. یک ناحیه‌ی صفحه‌ی پایانی را می‌توان با مدار معادلی متشکل از سه شاخه‌ی موازی نشان داد: ۱. شاخه‌ای که جریان سیناپسی توسط ناقل ACh از کانال‌های آن می‌گذرد. ۲. شاخه‌ای غیرسیناپسی که در واقع جریان از طریق آن برمی‌گردد و ۳. شاخه‌ای که نشان‌دهنده‌ی جریان در دو سوی لایه‌ی لیپیدی است که مثل خازن عمل می‌کند.

رسانندگی مسیر به تعداد کانال‌های باز شده و این نیز به نوبه‌ی خود به تعداد ناقل‌ها بستگی دارد. بدیهی است، در غیاب ناقل‌ها، کانال‌ها همه بسته‌اند و رسانندگی صفر است. وقتی یک پتانسیل پیش سیناپسی باعث آزاد شدن ناقل‌ها می‌شود، رسانندگی مسیر تا حدود  $5 \times 10^{-6} S$  (که معادل مقاومتی برابر  $2 \times 10^5 \Omega$  است) افزایش می‌یابد. این مقدار ۵ برابر بزرگ‌تر از رسانندگی شاخه‌ی موازی غیرسیناپسی است. جریان عبوری از این کانال‌ها را جریان حاصل



از پتانسیل پس سیناپسی تحریکی<sup>۱۴</sup> می‌نامند و با  $I_{EEPPS}$  نشان می‌دهند.



که  $\sum_i$  به جمع جریان‌های کانال‌ها و  $I_C$  به جریان خازنی مربوط است. با توجه به این که  $I_C(t) = C_m dV_m / dt$  است، خواهیم داشت:

$$C_m \frac{dV_m}{dt} = - \sum_i I_i(t) + I(t)$$

در این حالت، هاچکین<sup>۷</sup> و هاکسلی<sup>۸</sup> نشان داده‌اند که مجموع جریان کانال‌ها با قبل متفاوت می‌شود و به چنین شکلی می‌انجامد:

$$\sum_i I_i(t) = g_{Na} m^2 h (V_m - E_{Na}) + g_K n^4 (V - E_K) - g_{Cl} (V - V_{Cl})$$

که  $m$ ،  $h$  و  $n$  پارامترهای دریاچه<sup>۹</sup> می‌نامند که به ترتیب، دریاچه‌ی فعال شدن کانال سدیمی،  $n$  دریاچه‌ی فعال شدن کانال پتاسیمی و  $h$  دریاچه‌ی غیرفعال شدن کانال سدیمی است. این دو نفر، به تفصیل رفتارهای  $m$ ،  $h$  و  $n$  را برحسب زمان نشان دادند. در این جا صرفاً رفتارهای مذکور را معرفی می‌کنیم:

$$\frac{dm}{dt} = \alpha_m(V)(1-m) - \beta_m(V)m$$

$$\frac{dn}{dt} = \alpha_n(V)(1-n) - \beta_n(V)n$$

$$\frac{dh}{dt} = \alpha_h(V)(1-h) - \beta_h(V)h$$

که در آن‌ها داریم:

x	$\alpha_x$	$\beta_x$
n	$(0.1 - 0.100V) / [\exp(1 - 0.1V) - 1]$	$0.125 \exp(-V/80)$
m	$(2/5 - 0.1V) / [\exp(2/5 - 0.1V) - 1]$	$4 \exp(-V/18)$
h	$0.07 \exp(-V/20)$	$1 / [\exp(3 - 0.1V) + 1]$

بررسی بیش‌تر مدل هاچکین-هاکسلی خارج از سطح این مقاله است (اطلاعات بیش‌تر در منبع شماره ۳).

محاسبه‌ی پتانسیل صفحه‌ی پایانی<sup>۱۱</sup> با استفاده از مدار الکتریکی معادل

مثال دیگری از معادل‌سازی رفتار نورون‌ها توسط مدار الکتریکی، جریان صفحه‌ی پایانی است. اکسون یک نورون حرکتی در ناحیه‌ی مشخصی روی غشای تار ماهیچه‌ای به نام صفحه‌ی پایانی، چند شاخه<sup>۱۱</sup> می‌شود.

# قلب و هورمون های آن

حسین علیپور  
دبیر زیست شناسی شهرستان نور

## قلب و هورمون های آن

در کتاب زیست شناسی و آزمایشگاه ۲، در فصل هورمون ها اشاره به هورمون هایی شده است که از معده، روده و قلب ترشح می شوند.

از آنجائی که در کتاب های دوره دبیرستان و پیش دانشگاهی از هورمون های قلب سخنی به میان نیامده است، لذا برای اطلاع بیش تر از هورمون های قلب مطلب زیر تقدیم می شود.

در تحقیقات جدید، مشخص شده است که در سلول های ماهیچه ای دهلیز که از نظر ساختاری بافت شناسی شبیه بطن هستند، دانه های ویژه ای وجود دارد. این دانه ها با ۳/۰ تا ۴/۰ میکرو متر قطر دارند و با مرکز متراکم و یکنواخت، منظره ای تراوشی دارند و در نزدیکی دستگاه گلژی دیده می شوند. از این دانه ها دو هورمون به دست آمده است:

۱. کاردیوناترین<sup>۱</sup>

۲. کاردیودیلاتنتین<sup>۲</sup>

- کاردیوناترین: که خاصیت زیاد کردن ادرار و دفع سدیم دارد و روی هم مایعات و الکترولیت های بدن را تنظیم می کنند.  
- کاردیودیلاتنتین: هورمونی که روی ماهیچه ای صاف دیواره ی رگ ها اثر می کند و موجب انبساط آن ها و گشادی رگ ها می شود و در نتیجه موجب پایین آوردن فشار خون می شود.  
دانه های محتوی این هورمون ها در سلول های ماهیچه ای دهلیز راست بیش تر از دهلیز چپ وجود دارند. این هورمون علاوه بر قلب انسان در قلب موش صحرایی نیز دیده شده است.

کاردیودیلاتنتین پلی پپتیدی با وزن مولکولی حدود ۷۵۰۰ است که از ۱۲۶ آمینو اسید تشکیل شده، اما کاردیوناترین یک پپتید است که دارای ۲۸ آمینو اسید است.

زیرنویس

1. Specific atrial granules
2. Natriuretic cardio natriin
3. Cardiodilantin

منبع

بافت شناسی انسانی، دکتر محمدصادق رجحان

بنا به آنچه در تحلیل مدارها ارائه کردیم، داریم:

$$I_{EPSP} = g_{EPSP} (V_m - E_{EPSP})$$

و به همان ترتیب، برای شاخه ی غیرسیناپسی که آن را با پانوش

۱ مشخص کرده ایم، (حرف اول leakage به معنای نشت) داریم:

$$I_1 = g_1 (V_m - E_1)$$

بار دیگر وضعیت تعادل را در نظر می گیریم که  $I_C = 0$  به دست

می دهد. بنابراین  $I_{EPSP} + I_1 = 0$  می شود و از آن جا خواهیم داشت:

$$g_{EPSP} (V_m - E_{EPSP}) + g_1 (V_m - E_1) = 0$$

و از آن جا  $V_m$  چنین می شود:

$$V_m = \frac{(g_{EPSP} E_{EPSP}) + (g_1 E_1)}{g_{EPSP} + g_1}$$

بار دیگر توجه می دهیم که در حالت های بینابینی، دیگر  $V_m$

ثابت نیست و نمی توانیم  $I_C = 0$  قرار دهیم. در این حالت ها، عملاً

مدارهای RC را داریم که باید آن ها را مثل یک مدار RC که در این جا

به آن پرداخته ایم، بررسی کنیم.

زیرنویس  
۱. مقدار  $58mV$  در دمای بدن جان داران خونسرد به وجود می آید.  
این مقدار در انسان حدود  $61mV$  است.

2. Goldman
3. Depolarization
4. Hyperpolarization
5. Repolarization
6. Passive
7. Hodgkin
8. Huxley
9. Gate parameters
10. End-plate
11. Inervate
12. Synaptic boutons
13. Transmitters
14. Excitatory postsynaptic potential

منابع

۱. هالیدی، رزینک و واکر. مبانی فیزیکی (جلد ۲). ویرایش هفتم: ۲۰۰۵. ترجمه ی محمدرضا حلیبان نصرتی، محمدعابدینی و محمدرضا خوش بین خوش نظر. نشر صفار. ۱۳۸۵.

2. Principles of Neural Science, Eric Kandel, James Schwartz & Thomas Jessel, Fourth Edition Mc GrawHill, 2000.

3. Spiking Neuron Models, Single Neurons, Population, Plasticity, Grestner, E. R. and Kistler W. M, 1st Edition, Cambridge University Press, 2002.