DOI: 10.22041/ijbme.2004.13512

A New Method for Selective Stimulation in Cochlear Implant Using Non-Simultaneous Multi Electrode Stimulation

H. Sadjedi[1*], S. A. Motamedi[1], S. M. P. Firoozabadi[2]

[1]Electrical Engineering Department, AmirKabir University of Technology

[2]Medical Science Department, Tarbiat Modarres University

Received 30 November 2003; received in revised form 14 July 2004; accepted 25 October 2004

Abstract

Auditory nerve fibers stimulating using electrical current with implanted electrodes are the basis of cochlear implant system. Therefore, expansion of current spread in volume conductor will change the electrical potential in a larger region. This expansion causes larger region stimulation and decreases the accuracy and resolution of the stimulation in both the possibility of investigation of a particular region at Neural Response Telemetry (NRT) tests and also in hearing stimulation. Therefore, narrowing the width of stimulated region is the main goal in the selective stimulation. The conventional multi polar stimulation methods use lateral inhibitory electrode to form the spatial pattern of the electrical potential distribution for narrowing the stimulated region, but it needs to simultaneous stimulation of the electrodes, which is not available in implanted systems. In this paper, a new non-simultaneous multi-electrode stimulation method has been presented, which is based on applying the inhibitory pre-pulses by lateral electrodes. Inhibitory effect of the lateral electrodes pulses changes the initial conditions of the fibers and their thresholds. The results of simulations show that this method will solve the problem of simultaneous stimulation in conventional tri-polar stimulation methods and also is effective at controlling of stimulation area, comparing with tri-polar stimulation area, qualitatively and quantitatively.

Keywords: **Electrical stimulation; Multi, electrode stimulation; Auditory nerve response; Cochlear implant; Selective stimulation**

[*]**Corresponding author**
Address: *Electronics Research Center, Electrical Engineering Department, AmirKabir University of Technology, Hafez St., Tehran, I.R.Iran*
Tel: *+989123061754*
Fax: *+9821 8980227*
E-mail: *hsadjedi@yahoo.com*

DOI: 10.22041/ijbme.2004.13512

روش جديد تحريك انتخابگر در كاشت حلزوني با استفاده از تحريك چندالكترودي غيرهمزمان

حامد ساجدي[1]*، سيداحمد معتمدي[1]، سيدمحمد فيروزآبادي[2]

[1]دانشگاه صنعتي اميركبير، دانشكده برق

[2]دانشگاه تربيت مدرس، گروه فيزيك پزشكي

تاریخ ثبت اولیه: ۱۳۸۲/۹/۱۰، تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۱۳۸۳/۴/۲۴، تاریخ پذیرش قطعی: ۱۳۸۳/۸/۴

چكيده

تحريك فيبرهاي عصبي شنوايي با اعمال جـــريان الكتريكي تـوسط الكترودهاي كاشته شده، اساس كار سيستم كاشت حلزوني است. انتشار جـريان الكتريكي در هادي حجمي حلزوني، باعث گسترش پتانسيل الكتريكي و تحريك ناحيه وسيع تري مي‌شود. اين گسترش، از ظرافت و دقت تحـريك مي‌كـاهد و امكان بـررسي يك ناحيه خاص را در تستهاي بالینی تحریک و ثبت پاسخ عصبی كاهش مي‌دهد و در تحريك به منظور ايجاد شنوايي، با افزايش تـداخل بين كـانـالها، ظرافت بازنمايي فركانسي سيگنال صوتي را كاهش مي‌دهد. در تحريك انتخابگر، هدف اصلي، كاهش گسترش عرضي نـاحيه تحريك است به گونه‌اي كه افزايش جريان الكتريكي با هدف تحريك تعداد بيشتري فيبر عصبي در مقابل الكترود، منجر به گسترش عرضي نـاحيه تحريك نشود. در روشهاي متداول تحريك چندالكترودي، با اعمال همزمان جريان مهاري به الكترودهاي كناري با علامت معكوس, جريان الكترود مركزي، الگوي توزيع پتانسيل شكل دهي مي‌شود. اشكال اين روش، نياز آن به تحريك همزمـان است كه در سيستمهاي موجود كاشت حلزونی، ايـن امكان بـه لحاظ تجهيزاتي فـراهم نيست. در ايـن مقاله، روش جـديدي بـر اساس تحريك چندالكترودي غيرهمزمان ارائـه شده است كه در آن با اعمال پيش پالس مهاري توسط الكترودهاي كناري، شرايط اوليه و آستانه تحريك براي جريان تحريك الكترود اصلي تغيير مي‌كند و بـا افـزايش آستانه در محور عرضي، گسترش ناحيه تحريك محدود مي‌شود. نتايج حاصل از شبيه‌سازي هاي انجام شده روي مدل فيبر عصبي نشان مي‌دهد اين روش ضمن رفـع مشكل تحريك همزمان، در كنترل ناحيه تحريك، كارآيي قابل توجهي به لحاظ كيفي و كمی در مقايسه با روش تحريك چندقطبي داراست.

واژه های كليدي: تحريك الكتريكي؛ كاشت حلزوني؛ پاسخ فيبر عصبي شنوايی؛ تحريك انتخابگر؛ تحريك چندالكترودي

*عهده دار مكاتبات

نشاني: تهران, خيابان حافظ, دانشگاه صنعتی اميركبير, دانشكده برق, مركز تحقيقات الكترونيک

تلفن: ۰۹۱۲۳۰۶۱۷۵٤، دورنگار: ۸۹۸۰۲۲۷- ۰۲۱، پيام نگار: hsadjedi@yahoo.com

۱- مقدمه

بهره‌گيري از پروتز كاشت حلزوني يكي از ابزارهاي توانبخشي به افراد ناشنوا است. اين روش براي افرادي كاربرد دارد كه به سبب بروز بيماري يا نقص مادرزادي دچار ناشنوايي كامل هستند ليكن اعصاب شنوايي آنها تا حد قابل قبولي كارآيي خود را حفظ كرده‌اند و اشكال ناشنوايي، ناشي از عدم تبديل امواج مكانيكي صوتي به تحريكات عصبي است. سيستم كاشت حلزوني مبتني بر تحريك الكتريكي فيبرهاي عصبي شنوايي باقيمانده در فرد است [۱]. اين تحريك با اعمال پالسهاي جريان توسط الكترودهاي كاشته شده در حلزوني انجام مي‌شود تا بر اساس تئوري مكاني و كدگذاری فركانسي در حلزوني، باعث ايجاد احساس شنوايي و بازنمايي فركانسي- زماني سيگنال صوتي شود [۱-۳].

مشكل مهم تحريك جرياني الكترودهاي كاشته شده در حلزوني، انتشار جريان تحريكي هر الكترود در هادي حجمي حلزوني است كه باعث مي‌شود پتانسيل الكتريكي ناشي از تحريك بخش وسيعي از حلزوني را تحت تأثير قرار دهد و ظرافت فركانسي كاهش يابد [۴،۲].

همچنين در ارزيابي وضعيت تعامل بين الكترودها و فيبرهاي عصبي تحريك‌پذير باقيمانده كه با اعمال پالسهاي جريان تحريك با دامنه‌هاي مختلف به الكترود و ثبت پاسخ الكتريكي مجموعه فيبرها انجام مي‌شود [۵]، تخميني از پارامترهايي مانند فاصله بين الكترودها و فيبرها، جمعيت فيبرهاي باقيمانده و توزيع آنها بدست مي‌آيد كه در تعيين پارامترهاي تحريكي سيستم براي بيمار كاشت حلزوني مؤثر است [۶-۸]. اطلاعات حاصل از اين آزمون كه با عنوان NRT[1] شناخته مي‌شود هنگامي مفيد است كه مربوط به ناحيه مورد مطالعه باشد [۹،۷]، بنابراين گسترش عرضي ناحيه تحريك بر اثر افزايش دامنه تحريك و درگير شدن فيبرهاي كناري در ايجاد پاسخ الكتريكي ثبت شده، از دقت عمل مي‌كاهد [۶].

در روشهاي تحريك انتخابي، استراتژي تحريك به گونه‌اي تعيين مي‌شود كه گسترش عرضي ناحيه تحريك كنترل شود [۱۰،۲] بي‌آنكه اين گسترش در عمق محدود گردد. اين موضوع، در حالت كاركرد عادي سيستم، به معني ايجاد احساس شنوايي قوي تر و در تستهايي نظير NRT، باعث افزايش دامنه سيگنال الكتريكي دريافتي خواهد بود.

براي تحريك انتخابگر و مشخص كردن ناحيه تحريك و شكل دهي به الگوي پتانسيل الكتريكي از تحريك چندقطبي استفاده مي‌شود [۱۰،۲]. نتايج حاصل از شبيه‌سازي و آزمايشهاي انجام شده روي موجودات زنده، نشان دهنده كارآيي نسبي تحريك سه قطبي و چهارقطبي براي كنترل چگونگي توزيع پتانسيل الكتريكي و در نتيجه ناحيه تحريك است [۲]. در اين روشها، با اعمال جرياني متفاوت از جريان الكتريكي الكترود مركزي به الكترودهاي كناري، الگوي پتانسيل باريكتر مي‌شود و به اين ترتيب با افزايش جريانهاي تحريك، با وجود افزايش پتانسيل در ناحيه روبروي الكترود مركزي به دليل تغيير شكل توزيع پتانسيل، اين افزايش در نواحي كناري كمتر است و بنابراين افزايش عمق ناحيه تحريك بسيار بيشتر از عرض آن خواهد بود [۱۰،۲]. اگرچه، اين روش از انعطاف پذيری خوبي برخوردار است و علاوه بر باريكتر كردن الگوي پتانسيل، توانايي تغيير شكل آن را نيز دارد و امكان مانور بيشتر روي انتخاب ناحيه تحريك را فراهم مي‌كند [۲] وليكن دستيابي به اهداف مورد نظر با كاهش دامنه پتانسيل و در نتيجه نياز به جريانهاي تحريك بزرگتر، صرف هزينه در انرژي مصرفي و در برخي موارد، با از دست دادن توازن بار همراه است [۱۰،۲]. با انتخاب شكل موج زماني تحريك به صورت دوفازي، مسئله توازن بار در زمان اعمال شكل موج قابل حل است [۱۱]، اما مهمترين مشكل در اين روش، نياز به تحريك همزمان چند الكترود با پلاريته متفاوت است كه در سيستمهاي كاشت حلزوني، اين امكان وجود ندارد.

در اين مقاله، يك روش تحريك غيرهمزمان براي رسيدن به تحريك انتخابي ارائه گرديده است كه در آن الكترودهاي كناري به جاي آنكه نقش شكل دهي به الگوي پتانسيل تحريكي را بر عهده داشته باشند، با تأثير بازدارندگي، از تحريك ناخواسته فيبرهاي كناري جلوگيري مي‌كنند و با

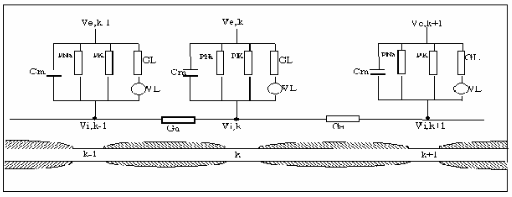
[1] **N**eural **R**esponse **T**elemetry

تغيير آستانه تحريك فيبرهـا، گسترش عرضي ناحيه تحريـك را محدود مي‌كنند. در ادامه، ضمن تبيين روش و ارائه نتـايج شبيه‌سازي هاي انجـام شده، ويژگيهاي اين روش و تغييراتي كه به كارگيري عملی اين روش روي نتايج آزمايشي مي‌تواند ايجاد كنـد بررسي مي‌شود.

۲- مدل و روشها

در ايـن پژوهـش، مـدل SEF[2] بـراي شـبيـه‌سـازي غشـاي تحريك پذير به كار بـرده شده است. ايـن مدل بـراي تحليل رفتار سلول عصبـي شنوايي موجود خـونـگرم مورد استفـاده قرار مي‌گيرد و كارآيي خود را در توصيف عملكرد فيبرهـاي عصبي شنوايي نشان داده است [۱۲]. تـأثير دماي محيط روي فعاليت كانالهاي يوني نيز در اين مدل منظور شده است و در پژوهشهاي انجام شده در كاشت حلزونـي مورد استفاده قرار گرفته است [۱۲،۸]. از طرف ديگر، در ايـن مـدل، جريـان و پتانسيل غشاي تحريك پـذيـر به صورت تـابعي از پتـانسيل خارج سلولـي و بـا معـادلات حـالت غيرخطي متغير با زمان توصيـف شده است. مدل فيبر عصبـي شنوايي مايليـن دار با غشاي تحريك پذير نيز از تعميم ايـن مـدل و ارائه معادلات حالت مـربـوط بـه جريان و ولتاژ غشاي هر يك از گره‌هاي رانويه توصيف شده است [۱۳-۱۵]. شرايط انتهای فيبرهـاي شنوايي با تـوجه به تأثيري كه در نتايج مي‌گذارند نيز بـه اين مـدل افـزوده شـده است [۱۶]. شـرح روابط مدل در ضميمه "الف" و ساختار آن در شكل ۱ آورده شده است.

بـراي مـدلسازي تـوزيع پتـانسيل نـاشي از جـريـان الكترود تحريك از مـدل آنـاليتيك ساده شده با تقريب كروي استفاده شده است كه نتايج حاصل از آن، بـه لحاظ كيفي، نقش تغيير پـارامتـرهـا را در نتـايج نهـايي بـه درستي پيش‌بيني مي‌كنـد [۱۶،۱۱]. با توجه به اينكه در فركانس پـالسهاي تحريك، در هـادي حجمي تنها اثـر مقاومتي ديده مـي‌شود و مـي‌توان از اثرات سلفي و خازني آن صرف نظر كرد، هـدايت الكتريكي، σ، نشان دهنده رفتار آن خواهـد بود و پتانسيل الكتريـكي در اطـراف الكتـرود تحـريـك، بـه كمـک رابطـه ۱ بـه صورت تابعي متناسب با عكس فاصله از الكتـرود محـاسبـه



شكل ۱- ساختار فيبر با غشاي تحريك پذير مبتنی بر مدل Schwarz and Eikhof

مي‌شود [۱۶،۱۱،۲]:

$$\psi_0 = \frac{I_0}{4\pi\sigma r} = \frac{I_0}{4\pi\sigma\sqrt{(X-X_e)^2+(Y-Y_e)^2+(Z-Z_e)^2}} \qquad (1)$$

r: فاصله از منبع جريان

Ψ_0: پتانسيل توزيع شده

I_0: جريان تزريقي

X_e, Y_e, Z_e : مختصات الكتـرود

X, Y, Z : مختصات نقطه مورد بررسی

رفتار ديناميك كانالهاي سديم و پتاسيم غشاء، نقش اصلي در تـحريك و چگونگي ايجـاد پتانسيل عمل را بـر عهده دارند. تأثيرگذاري بر اين رفتار مي‌تواند به تغيير رفتار غشاء در برابر تحريك الكتريكي خارجي منجر شود [۱۷].

در روش پيشنهادي اين مقاله، پيش از اعمال پالس تـحريـك اصلي به الكتـرود مركزي، پيش پالسي آندي بـه الكترودهاي كنـاري اعمـال مي‌گردد. بـا تغيير شرايط اوليه سسيتم و رفتار آن، آستانه تحريك لازم بـراي فعـال شـدن فيبرهاي اطـراف الكترودهـاي كنـاري بـالا مي‌رود [۱۷،۱۴،۱۱]. ايـن افزايش، فيبرها را به سمت تحريك ناپذيري مي‌برد و باعث مي‌شود تا در برابر پالس تحريـك اصلي كـه بـه الكترود مـركزي اعمال مـي‌شود، نقش بازدارندگي ايفا كند. بـا دور شـدن از الكترود مـركـزی و حـركت بــه سمـت الكتـرودهای كنـاری، از اثر تحريـك كنندگي الكتـرود مـركزي كـاسته مـي‌شود و بـه اثر بـازدارندگـي نـاشي از الكتـرود كنـاري افـزوده مـي‌شود. به عبارت ديگر، با دور شدن عرضي از الكترود مركزي، همزمان با كاهش پتانسيل الكتريكي ناشي از تحريك اصلي در اطراف الكترود مـركزي، آستـانـه تحريـك بـه دليـل افزايش تـأثيـر بازدارندگي الكترودهـاي كناري افزايش مي‌يـابد و تلفيق اين دو عـامل با يكديگر بـاعث مي‌شود كه عرض ناحيه تحريك محدود گردد.

[2] **S**chwarz and **E**ikhof

چون رفتـار هـادي حجمي بـا تقريب خوبـي خطي و اهمـي است، بنابراين پتانسيل الكتريكي نـاشي از جريـان تحريـك، متناسب با اندازه جريان تحريـك در همان لحظه است [۱۶]. نسبت بيـن جـريـان و پتانسيل الكتريكي در هـر نقطه مكاني تـابعي از هدايـت الكتريكي و هندسة مسأله است.

اگر نسبت بين پتانسيل و جريان با $f(r_i,\sigma)$ نمايش داده شود، در نتيجه مي‌توان نوشت:

$$\psi_i = I_i.f(r_i,\sigma) \quad (۲)$$

براي دو الكترود تحريك e_1 و e_2 كه نقش الكترود تحريك و بازدارنده را بـازي مـي‌كنند و نقطه‌اي مابين ايـن دو الكترود، مطابق شكل ۲، تأثير هر يك از دو الـكتـرود، بسته بـه فاصله آنها از نقطه آزمـون، تفـاوت خـواهـد كـرد. در ايـن حـالت مي‌توان نوشت:

$$\psi_1 = I_1.f(r_1,\sigma), \quad r_1 = \sqrt{r^2 + x^2} \quad (۳)$$

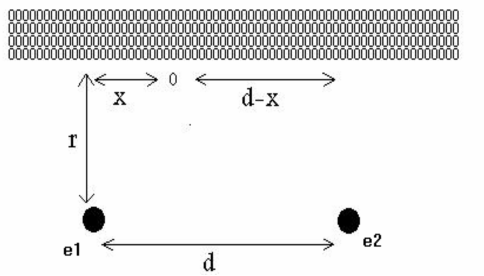
$$\psi_2 = I_2.f(r_2,\sigma), \quad r_2 = \sqrt{r^2 + (d-x)^2} \quad (٤)$$

اگر در اين حالت، پيش پـالس مهاري به e_2 و پالس تحريك اصلي به e_1 اعمال گردد، نسبت اندازه پتانسيل پيش پالس به پـالس اصلي در نقطه مورد بررسي بـر اساس رابطه زير قابل توصيف است:

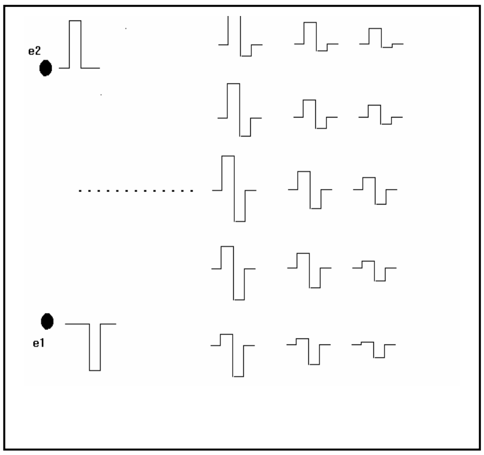
$$\frac{\psi_2}{\psi_1} = \frac{I_2}{I_1}.\frac{f(r_2,\sigma)}{f(r_1,\sigma)} = \frac{I_2}{I_1}.F(r,x,\sigma) \quad (۵)$$

$F(r,x,\sigma)$، مستقل از انـدازه جـريـانهاي الكتـرودهـا قابل بـررسي بـوده و تـابـعـی از آرايش الكتـرودهـا و ويژگيهاي بيوالكتريكي هادي حجمـي است. بـه ايـن تـرتيـب در نقاط مختلف و بسته بـه اينكه فيبرها نسبت بـه دو الكترود در چه وضعيتي قرار دارند، علاوه بـر دامنه پتانسيل الكتريكي, شكل مـوج نيـز تغيير مي‌كند و بر اين مبنا، رفتار ديناميكي غشاء و تحريك يا عدم تحريك آن مشخص مي‌شود.

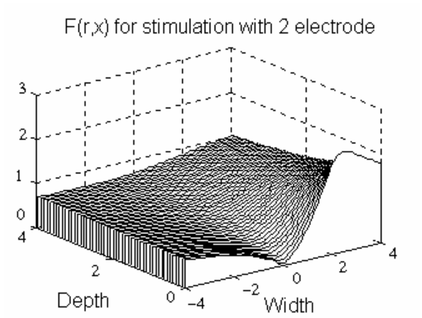
بحث اصلي در تحريك انتخابي، گسترش نـاحيه تحـريك بر اثر افزايش دامنه جريـان تحريك و ميزان گسترش اين نـاحيه در عمق و عـرض است. بـراي ارزيـابي گسترش اين ناحيه، نسبت پتـانسيل الكتريكي بـه آستانه تحريك در نقاط مختلف محاسبه مـي‌شود. هر جايی كه اين نسبت بيش از واحد باشد احتمال تحريك وجود دارد. با تـوجه بـه اينكه در اين روش، شكل موج پتانسيل در همة نقاط يكسان نيست، بنابراين الزاماً



شكل۲- موقعيت هندسي الكترودها و فيبرها از مقطع عرضي



شكل۳- توزيع مكاني شكل موج زماني تحريك (مقطع عمقي)



شكل۴- تغييرات تابع F(r,x) براي تحريك با دو الكترود

آستانه تحريـك نيـز در همه نقاط يـكسان نـخـواهـد بـود. نـتـايج شبيه‌سازيها نشان مـي‌دهد در هر نقطه مكاني، هر چه نسبت و پهناي پيش پالس آنـدي بـه پالس تحريـك كـاتدي بيشتر شود، آستانه تحريك افزايش بيشتري خواهد يافت.

بـراي يك پهناي پالس مشخص، اگر نسبت اندازه پيش پالس و پالس اصلـي به صورت رابطه ۶ در نظر گرفته شود:

$$\alpha = \frac{prePulse}{mainPulse} = \frac{\psi_2}{\psi_1} = \frac{I_2}{I_1}.F(r,x,\sigma) \quad (۶)$$

و پهنای پالس پیش پالس و پالس اصلي با پارامتر مشخص شده در رابطه ۷ نمایش داده شود:

$$\eta = \frac{prePulse - duration}{mainPulse - duration} \quad (۷)$$

آنگاه تابع $H(\alpha,\eta)$ به صورت رابطه ۸ قابل تعریف خواهد بود:

$$H(\alpha,\eta) = \frac{Thr_{new}}{Thr_0} \quad (۸)$$

که در آن، Thr_{new}، مقدار جدید آستانه تحریک با پارامترهای α,η است و Thr_0، آستانه تحریک پالس تحریک کاتدی است که معادل $\eta = 0$ و $\alpha = 0$ می‌باشد.

نتایج شبیه سازیهای انجام شده نشان می دهد که:

$$\eta_2 > \eta_1 \Rightarrow H(\alpha,\eta_2) > H(\alpha,\eta_1) \quad (۹)$$
$$\alpha_2 > \alpha_1 \Rightarrow H(\alpha_2,\eta) > H(\alpha_1,\eta)$$

و با توجه به اینکه پارامتر α تابعی از پارامترهای هندسی و الکتریکی $\frac{I_2}{I_1}, r, x, \sigma$ است، مي‌توان نوشت:

$$H(\alpha,\eta) = T(\frac{I_2}{I_1}, r, x, \sigma, \eta) \quad (۱۰)$$

اگر جریان آستانه تحریک، I_{Thr}، براي الکترود تحریک حداقل مقداري در نظر گرفته شود که در آن مقدار، نزدیکترین فیبر به الکترود با فاصله r_0 به تحریک برسد، آنگاه براي نقطه m بر اساس نحوه توزیع پتانسیل و با در نظر گرفتن جریان تحریك، I_s، مي‌توان نوشت:

$$\beta = \frac{V_{s,m}}{Thr} = \frac{I_s}{I_{Thr}} \cdot \frac{f(r_{1,m},\sigma)}{f(r_0,\sigma)} \cdot T(\frac{I_2}{I_s}, r_m, x, \sigma, \eta)^{-1} \quad (۱۱)$$

در رابطه ۱۱، وقتی $\beta>1$ باشد، مي‌تواند ناحیه تحریك فرض شود, البته در واقعیت و با توجه به پیچیدگیهاي ساختاري و مکاني فیبرها، امکان تحریك یا عدم تحریك در β کوچکتر یا بزرگتر از واحد هم وجود دارد. عرض ناحیه تحریك با معیار β مشخص مي‌شود. جریان الکترودهاي اصلي و کناري و رابطه آنها با ناحیه تحریك، بر اساس توابع $f(r_0,\sigma)$ و $H(\alpha,\eta)$ یا $T(I_2/I_1, r, x, \sigma, \eta)$ مشخص مي‌شود و ارزیابي روش تحریکي پیشنهادی با استخراج این توابع در شبیه‌سازیها قابل انجام خواهد بود. این روش را بر اساس نحوه عمل آن مي‌توان تحریك غیرهمزمان چندالکترودي نامید که پس از این با علامت اختصاری NSMES[3] به آن اشاره مي‌شود.

به منظور مقایسه، روش تحریك سه قطبي نیز شبیه‌سازي شده است. در این روش، پتانسیل الکتریکي حاصل از تحریك الکترود مرکزي و دو الکترود کناري در طرفین آن و جریان الکتریکي با علامت معکوس بر اساس اصل جمع آثار محاسبه شده است. در این حالت، اگر فاصله الکترود مرکزي از فیبر، r_0، فاصله الکترودهاي کناري، r_{+1} و r_{-1} و جریان الکتریکي هر یك به ترتیب I_0، I_{+1} و I_{-1} باشد، براي پتانسیل تحریك سه قطبي رابطه ۱۲ بدست مي‌آید:

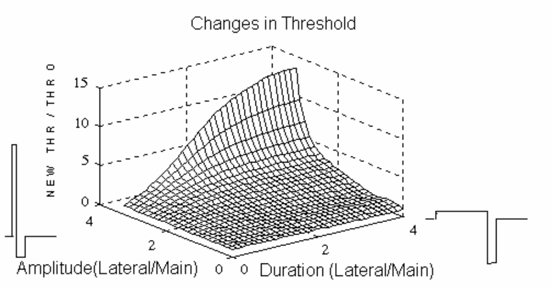
$$\psi_{Tripolar} = \frac{1}{4\pi\sigma}(\frac{I_{-1}}{r_{-1}} + \frac{I_0}{r_0} + \frac{I_{+1}}{r_{+1}}) \quad (۱۲)$$

برای پیاده‌سازی روشها و شبیه سازیها، از کامپیوتر Pentium IV و نرم‌افزار MATLAB 6.5 و جعبه ابزارهاي حل معادلات دیفرانسیل غیرخطي استفاده شده است.

۳- نتایج

با مدل SEF براي غشاء، آستانه هدایت پتانسیل خارج سلولي براي شکل موجهاي متفاوت استخراج شده است. پارامترهایي که براي شکل موج تحریك Anodic First تغییر داده شده و بررسي شده‌اند، نسبت اندازه (β) و پهناي (η) فاز آندي به فاز کاتدي پتانسیل است. نسبت آستانه تحریك حاصل از این تغییرات به آستانه تحریك براي پالس کاتدي متناظر، به عنوان خروجي تابع $H(\alpha,\eta)$ ارائه مي‌شود. تابع $H(\alpha,\eta)$ براي مقادیر مختلف β و η نیز در شکل ۵ آورده شده است. این تابع، پس از درون یابي و هموارسازي به عنوان معیاري براي آستانه تحریك در هر نقطه مکاني بر اساس شکل موج پتانسیل در آن نقطه استفاده شده است. پارامترهاي تأثیرگذار بر نتایج که در شبیه سازي به کار رفته اند، در جدول ۱ ارائه شده‌اند. با توجه به اینکه بررسي پتانسیل و جریان به صورت نسبي است و نسبت جریانها و ولتاژها مد نظر است، مقادیر مطلق جریان و پتانسیلها و همچنین فواصل, اهمیت پیدا نخواهند کرد.

[3] Non Simultaneous Multi Electrode Stimulation



شکل ۵- تغییرات آستانه تحریك به ازای تغییرات دامنه و پهنای پیش پالس آندی

بـا استفـاده از مدل تـوزیع جریـان تحریـك، نسبت پتـانسیل الکتـریکي الکتـرودهاي مهاري کناري و الکترود مـرکزي در تحریـك دوالکتـرودي و سه الکتـرودي براي جریان تحریك واحد (نرمـالیزه) در نقـاط مختلف بدست ميآید. این نسبت همان تابع $F(r,x,\sigma)$ است که بیان کننده میزان تأثیرپذیري از جریان الکترودهاست.

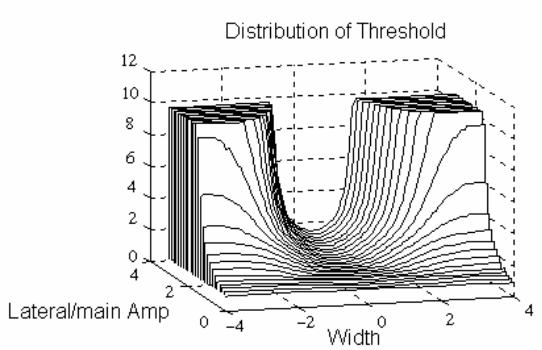
جدول ۱- پارامترهاي هندسي

فاصله الکترودها از یکدیگر	d
فاصله الکترودها از فیبرها	0.5d
عمق ناحیه مورد بررسي	2d

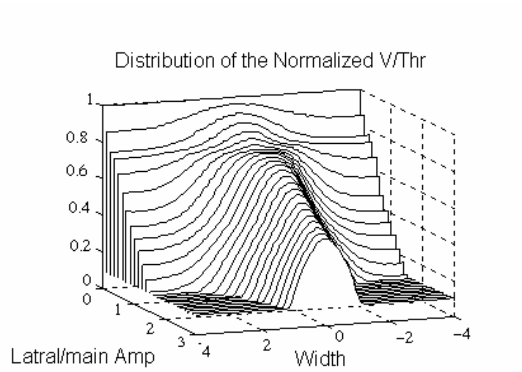
این تابـع براي $r = d/2$ و براي x هاي متغیر در شکل ۳ ارائه شده است. همانگونه که انتظار ميرود، نسبت پالس مهاري به تحریـك در نزدیکي الکتـرودهـاي کنـاري افزایش مـيیـابد. تابع $H(\alpha,\eta)$ یك تابع صعودي است و با افزایش α، آستانه تحریك نیز افزایش خواهد یافت. تغییرات آستانه تحریك در راستـاي آرایه الکتـرودهـا نسبت بـه نـاحیه روبروي الکترود مـرکزي که کمترین آستانه تحریـك را دارد در شکل ٦ نشان داده شده است.

از سوي دیـگر، پتانسیل الکتـریکي الکتـرود مـرکزي بـه فرم زنگولـهاي در اطـراف ایـن الکتـرود افت ميکنـد، بنابـرایـن نسبت β بـا دور شـدن عـرضي از الکتـرود، افـت مضـاعفي خـواهـد داشت.

شکل ۷، توزیع نسبت پتانسیل به آستانه تحریك نرمالیزه شده را بـه ازاي نسبت مقـادیر متفـاوت دامنه پـالس الکتـرودهاي کناري به الکترود اصلي نشان ميدهد.



شکل ۶- توزیع آستانه تحریك در راستاي آرایه الکترودي به ازاي دامنه جریان الکترود کناري



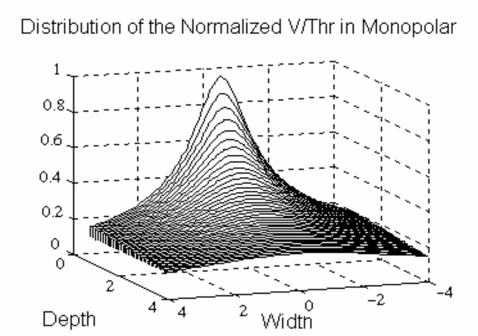
شکل ۷- توزیع نسبت $V/Thr = \beta$ (نرمالیزه شده به مقدار حداکثر)

۴- بحث

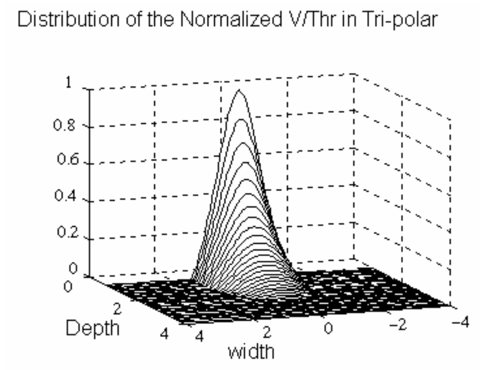
مقایسه تحریـك انتخابي به روش پیشنهادي در ایـن مقـاله با روش سه قطبـي رایـج براي ارزیـابي کارآیي روشها سودمند است [۱۰،۲]، هر چند که بهرهگیري از تحریك غیرهمزمـان، اسـاس روش پیشنهادي را متمایز ميسـازد و در سیستمهایي کـه امکـان تحریك همزمان موجود نیست به کارگیري آن را میسر ميکند. در حقیقت، مـزیت اصلي در خود این روش و تکنیك به کار رفته در آن، و نه الـزاماً در نتایج حاصـل از به کارگیري آن، نهفته است و حتي اگر کارآیي این روش، قابل رقابت با روش سه قطبي نباشد، از ارزش آن کاسته نميشود. نخستین معیار براي ارزیـابـي روش پیشنهادي، توانایـي کیفي آن در محدود کردن عرضي ناحیه تحریـك پذیر است. هدف از تحریـك انتخـابي، محـدود کـردن گستـرش عرضي ناحیه تحریك و امکان پذیر شدن تحریك عمقـي بـا افزایـش دامنه است. پتـانسیل الکتریکي الکترود مـرکزي بـه فرم زنگوله اي در اطراف ایـن الکتـرود افت ميکند بنابراین نسبت β با دور

شـدن عـرضي از الكتـرود، افتی مضاعف دارد, حال آنکه بـه دليل تأثير بيشتر الكترود مركزي نسبت به الكترودهاي مهاري كنـاري, ايـن محـدوديت در عمق, كمتر مشاهده مي‌شود. در شكلهاي ۸ تا ۱۰، نحـوه تـوزيع ضريب β در عـرض و عمق براي حالت تحريك تك قطبي، سه قطبـي همزمـان و روش تـحريـك سه الكتـرودي غيرهمزمان نشـان داده شـده است. براي آنكه امكان مقـايسه به درستي فراهم شود، وزن جريـان الكترودهاي كناري نسبت به جريان الكترود اصلي براي هر دو روش سـه قطبـي و تحـريـك سـه الكترودي غيرهمزمان، يكسان فرض شده است.

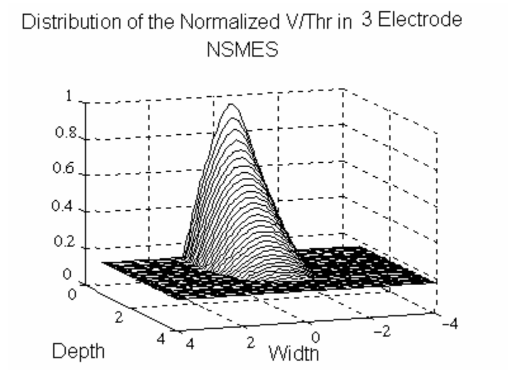
در تحريـك سه قطبـي، بـر اساس اصل جمع آثـار، پتـانسيل الكتريكي در هر نقطه, حـاصل جمع پتانسيل الكتريكي ناشي از هر يك از الكترودهـاست. از آنجـايی کـه پلاريتـه جريان الكترودهاي كنـاري و الكتـرود اصلي, مـعكـوس هـم است، افزايش وزن الكتـرودهاي كنـاري بـا كـاهش پتـانسيل همراه خواهد بود و امكان تغيير ايـن الگو بـه صورتـي كـه پلاريته تحريك را تغيير دهد وجود دارد [۱۰], بنابراين در باريك تر كردن ناحيه تحريـك، محدوديت وجـود خـواهد داشت و از حـدی بيشتـر نمي‌تـوان وزن جـريـان الكترودهاي كناري را افزود. حال آنكه، در روش تحريك سه الكترودي غيرهمزمان الگوي پتـانسيـل تغيير نمي‌كنـد بلكه ايـن تحريـك پـذيـري فيبرهاست كه تحت تأثير قرار مي‌گيرد و تـا جايي كه افزايش چگالي جريان سطحي نـاشي از تحريـك مهاري الكترودهاي كنـاري قـابـل تحمل بـاشد اين شكل دهي بـه الگـوي ناحيه تحريك قابل افزايش است. ايـن مـوضـوع در شكلهاي ۱۱ و ۱۲ ارائه شده است. در اين شكلها، براي بازنمايي بهتر، نتايج نـواحـي بـا پـلاريتـــه معكـوس در روش سـه قطبـي صفـر منظور شده است تا ابعاد آن بهتر مشخص شود. از آنجايی كه آستانه تحريك آندي بالاتر از تحريـك كاتدي است، مي‌توان پـيش پـالس آنـدي را بـزرگتر از پالس كاتدي انتخـاب كرد، وليكن پيش پالس آنـدي الكترودهاي مهاري بايد كوچكتر از آستـانه تـحريك باشند تـا بـر اثر آن، تـحريـك ناخواسته در حوالي الكترود مهاري رخ ندهد.



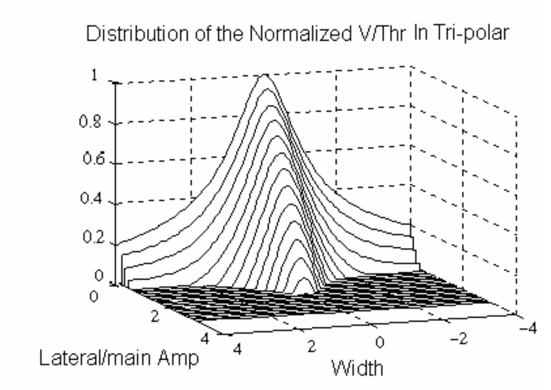
شكل ۸- توزيع مكاني β براي تحريك تك قطبي



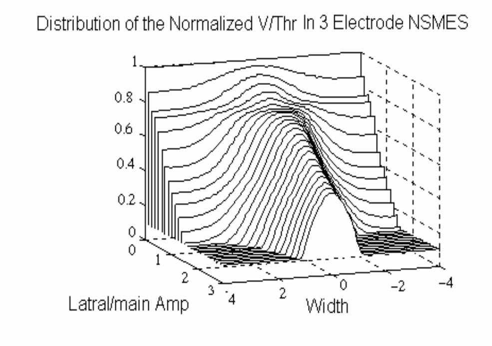
شكل ۹- توزيع مكاني β براي تحريك سه‌قطبي



شكل۱۰- توزيع مكاني β براي تحريك سه الكترودي غيرهمزمان



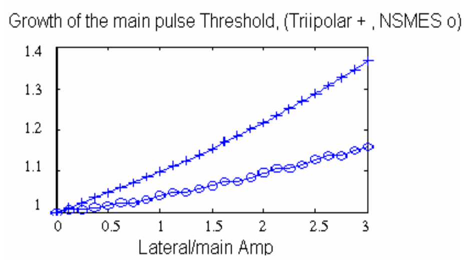
شكل۱۱- توزيع پتانسيل الكتريكي در روش سه قطبي بر اساس نسبت جريان الكترودهاي كناري



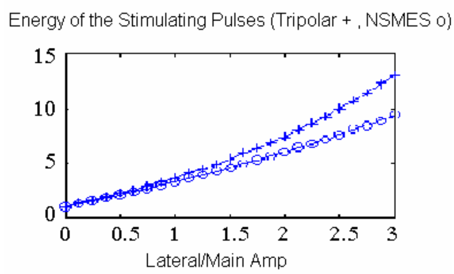
شکل۱۲- توزيع مكاني پارامتر β در روش تحريك سه الكترودي غيرهمزمان بر اساس نسبت جريان الكترودهاي كناري

هـمچنـان كـه در شكلهـاي ۱۱ و۱۲ نيز مشخص است، تأثير مهاري جريـان الكترودهاي كناري در هر دو روش، علاوه بر تغيير ناحيه تحريك، جريـان آستانه تحريـك را براي الكترود اصلي افزايش مي‌دهد و به اين ترتيب به جريان بيشتري براي تحريـك نيـاز است. اين افزايش، ضمن ازدياد چگالي جريان سطحي، انرژي مصرفي سيستم را نيز افزايش مـي‌دهد كه هر دوی اين تأثيرات، نامطلوب است.

در شكلهاي ۱۳ و ۱٤، اين افزايش بـراي دو روش نشان داده شده است. نتـايـج حـاكـي از آن است كـه در نسبت جريان مهاري يكسان، اين افزايـش در روش پيشنهادي تحريـك سه الكترودي غيرهمزمان كمتر است.



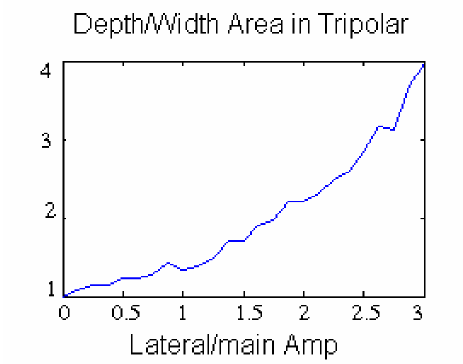
شکل ۱۳- انرژی پالسهای تحریک در روش تحریک سه الکترودی به ازای نسبتهای مختلف دامنه جریان مهاری



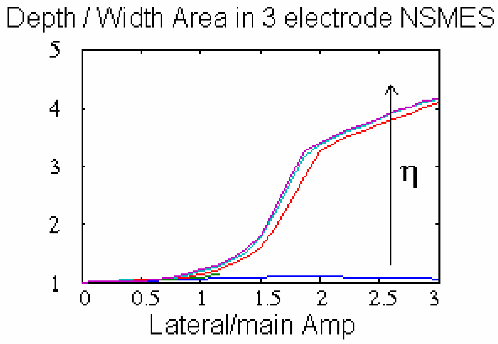
شكل۱۴- دامنه جريان تحريك آستانه در روش تحريك سه الكترودي به ازاي نسبتهاي مختلف جريان مهاري

اثر مهاري الكتـرودهاي كنـاري، بـه طور كلي گسترش ناحيه تـحريـك را محدود مـي‌كند. بـر اساس كنترل چگونگي اين محدودسازي است كـه تحريـك انتخابي شكل مـي‌گيرد. اين محدود شدن, هـم در عـمق و هـم در عـرض رخ مـي‌دهـد. همچنـانكه پيش از ايـن مطرح شد، عـلاوه بـر دامنـه جريان مهاري، مدت زمـان استمرار پالس مهـاري نيز در نتيجه مؤثر است. هرچه اين زمان بيشتر باشد، اثر مهاري نيز چشمگيرتر خـواهـد بـود. هـر يك از نمودارها نشان دهنده تغييرات بر اسـاس دامنه پـالس كناري به پـالس اصلي به ازاي يك زمان استمرار ثـابت است. البته آنچه كـه تعيين كننده خـواهـد بود نسبت عمق نـاحيه به عرض نـاحيه تحريك است كه افزايش آن، به معني تحريك انتخابگر و كنترل گسترش عرضي ناحيه تحريك است. شكلهاي ۱۵ و ۱٦ اين پارامتر را براي تحريك سه الكترودي غيرهمزمان و تحريـك سه قطبي نشان مي‌دهند كـه مطـابق انتظـار، در هر دو حالت، با افزايش نسبت جريان مهاري افزايـش مي‌يابد و البته بـا افزايـش زمان استمرار, اين افزايـش بيشتر خواهد بود.

بـا افزايش جريـان به مقداری بيش از جريـان آستانه تحريك (كه در حقيقت جريان لازم براي تحريـك نزديكترين فيبر به الكترود تحريـك است)، تعداد فيبرهايي كه در عرض و عمق تحريك مي‌شوند افزايش مي‌يابد. سيگنال الكتريكي كه توسط الكتـرود ثبت دريـافت مـي‌شود تـابعي از اين تعداد است. با توجه به اينكه الكتـرود ثبت در يكي از الكتـرودهاي كنـاري (E+1، E+2، E+3) است، هر چه گستـرش عـرضـي نـاحيـه تحريك بيشتر باشد سيگنال ثبت شده رشد بيشتري دارد.



شکل ۱۵- تغییرات عمق/ عرض ناحیه تحریک در تحریک سه قطبی

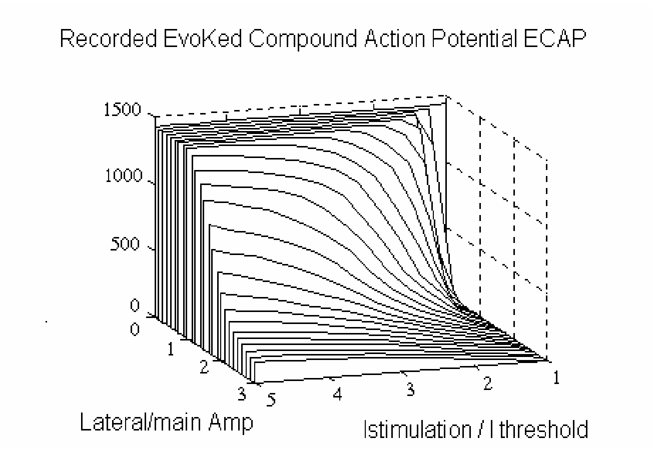


شکل ۱۶- تغییرات عمق/ عرض ناحیة تحریک در تحریک سه الکترودی غیرهمزمان به ازای نسبت دامنه و پهنای پالس η جریان الکترود مهاری

با افزايش دامنه جريـان تـحريـك، تعداد بيشتري از فيبرهاي دورتر در عمق و عرض نيز تحريـك مي‌شوند. افزايش تعداد فيبرهاي تحريـك شده، سيگنالECAP[4] ثبت شده را افزايش مي‌دهد.

اندازه دامنه پتـانسيل الكتـريكي ثبت شده، نشان دهنده تعداد فیبرهـای عصبی تـحریـک شده است و بنـابراين، ميزان رشد سيگنال ECAP به ازاي افزايش جريـان، معياري براي چگالی جمعيت فيبرهاي تحريك شده خواهد بود. مشخصه تغييرات دامنه سيگنال ECAP بر اساس دامنه جريان تحريك به عنوان تابع رشد[5] شناخته مي‌شود. هرچه شيب تابع رشد بيشتر باشد نشان دهنـده آن است كـه تعداد فيبـرهـاي تـحريـك‌پذير در اطـراف الكتـرود تحـريـك بيشتـر اسـت. بـا فـرض تـوزيع يكنواخت فيبرها، اين جمعيت تابع گستردگی ناحیه ای است كـه پتـانسيل الكتـريكي خـارج سلولي در آن بـه مقدار لازم براي فعال كردن غشاء رسيده است.

در آزمايشهاي استـاندارد NRT، شيب اين رشد در دو نمونـه آزمـايشي (دو فـرد بيمـار)، يـك معيار مقايسه‌اي برای نشان دادن جمعيت فيبرهاي تـحريـك پذير است ولي در يك فرد ثـابت، ايـن شيب, سطـح نـاحيه تحـريك شـده را نيـز نشان مي‌دهـد. تـأثير روش تـحريـک انتخـابگر NSMES در تغيير ناحيه تحريك به هنگام ثبت سيگنال ECAP به صورت شكل ۱۷ ظاهر خواهد شد. بـا افزايـش نسبت جريـان الكترودهاي كنـاري, گسترش نـاحيه تـحريـك كنترل مي‌شود و بنـابراين شيب افزايش سيگنالECAP ثبت شده كاهش خـواهد يافت. اين رفتار, به عنوان معياري براي آزمودن و تأييد بالينی روش تحـريك انتخابگـر ارائه شده در اين مقاله قابل استفاده است كه خود مي‌تواند موضوع پژوهشی مستقل باشد.



شكل۱۷- تغييرات سيگنال ECAP بر اساس تغييرات جريان تحريك اصلي نسبت به آستانه در نسبتهاي مختلف جريان مهاري الكترود كناري

در تحريك سه الكترودي غيرهمزمان، پـالسهاي تـحريـك به صورت تك فازي اعمال ميگردند، بنابراين "توازن بار"[6] براي اين پالسها برقرار نيست. در صورتي كه تـحريـك از نظر بـار الكتريكي تـزريقي بـه محيط, خنثي نباشد و جمع جبري بـار تحويلي توسط الكترود تحريك صفر نشود، در اثر انباشت بار به بـافتهاي بيولوژيك آسيب مي‌رسد. بـراي رفع اين مشكل، پس از اتمام فاز تحريك بايد تحريك جريـاني معكوس براي بـازپس گيـري بـار تـزريقي، اعمـال شـود. اگـر هـدف از به كارگيري تحريك انتخابي, تمركز بر ناحيه مورد بررسي در تستهايي نظيرNRT بـاشد، در ايـن حـالت افـزودن يـك فاز جبران سازي كه باعث كاهش نرخ تحريك خواهد شد، ايراد قـابل توجهي نيست.

۵- نتيجه گيري

در ايـن مقـالـه، روشـي پيشنهاد شده است كـه بـا تـحريـك غيرهمزمان، توزيع مكاني- زماني پتانسيل الکتريکی در هادي حجمي به گونه‌اي كنترل شود تـا بـا تغيير آستـانه تـحريـک فيبرهای عصبی، نـاحيه تـحريـك در منطقه مورد نظر محدود گردد. مزيـت بـزرگ ايـن روش، عدم نيـاز بـه فعـال سازي همزمان الكترودهـاست كـه بـه كمك آن, اجراي ايـن روش مطابق با سيستمهاي رايج تحريك غيرهمزمان ميسر مي‌شود.

[4]Electrically Evoked Compound Action Potential
[5]Growth Function
[6]Charge Balance

در روش تحریـك سه الكترودي غیرهمزمان بر خلاف روش تحریـك سه قطبي همزمـان، شكل و پلاریته الگوي پتـانسیل تغییر نمي‌كند، بلكه این تحریـك پذیري فیبرهاست كه تحت تـأثیر قرار مـي‌گیرد و تـا جایي كـه افزایـش چگـالي جریان سطحي تحریـك مهاري الكترودهاي كناري قابل تحمل باشد این شكل دهي به الگوي ناحیه تحریك میسر است.

عملكرد این روش، تـابع آرایش هندسي الكتـرودها و فاصله آنها از فیبرهاي عصبي است. در صورتي كه فاصله الكترودها بـه نسبت فـاصلـه آنـها از فیبرهـاي عصبـي افـزایـش یابـد، تأثیرگذاري جریان هـاي مهـاري الكتـرودهـاي كنـاري روي فیبرهاي تحت تأثیر الكترود مـركزي كاهش مي‌یابد و كارآیي ایـن روش كمتر مـي‌شود. از سوي دیگر، بـراي حالتهایی كه فاصله الكترودها از فیبرهـاي عصبي بـه نسبت فـاصله آنها از هم افزایش یـابد (عمده مشكل تداخل اثر الكترودها, تأثیرات نامطلوب انتشار جریـان الكتریكـي مـربـوط بـه ایـن حـالت است.), كارآیي این روش بارزتر خواهد شد.

بـا تغییر جـریـان الكتـرود مهـاري و الكتـرود اصلي مي‌توان عـرض نـاحیه تـحریـك را كنتـرل كرد. بر این اساس، امكان جاروب عـرضـي غیـرمتقـارن و دستیـابـي بـه یـك نگاشت نسبي از چگونگي توزیع فیبرهاي تـحریـك پذیر در راستاي آرایـه الكترودها نیز وجود دارد.

سپاسگزاري

در پـایـان وظیفـه خود مـي‌دانیم از آقـاي پـروفسـور ارویـن هوخمایر در دانشگـاه اینسبروك اتریش و دكتر امام جمعه در مـركـز كـاشت حلزوني ایـران كه از مشورت آنـان برخوردار شدیم، تشكر نماییم.

ضمیمه الف

در مدل SEF براي غشاي تحریك پذیر، بر اساس مشخصات الكتریكي و هندسي غشاء، روابط زیر برقرار است:

$$G_a = \frac{S}{\rho_i . L}, \quad S = \pi r^2 = \frac{\pi . d^2}{4} \qquad \text{(الف-۱)}$$

$$C_m = c_m . p . l \qquad \text{(الف-۲)}$$

$$p = 2\pi . r = \pi . d \qquad \text{(الف-۳)}$$

$$G_l = g_l . p . l \qquad \text{(الف-٤)}$$

و جـریـان یونـي سدیـم و پتـاسیم بـه صورت زیر توصیف مـي‌شود:

$$I_{act} = S.(i_{Na} + i_K) \qquad \text{(الف-٥)}$$

$$i_{Na} = P_{Na} . h . m^3 . \frac{E.F^2}{R.T} . \frac{([Na^+]_o - [Na^+]_i . \exp(\frac{E.F}{R.T}))}{1 - \exp(\frac{E.F}{R.T})} \qquad \text{(الف-٦)}$$

$$i_K = P_K . n^2 . \frac{E.F^2}{R.T} . \frac{([K^+]_o - [K^+]_i . \exp(\frac{E.F}{R.T}))}{1 - \exp(\frac{E.F}{R.T})} \qquad \text{(الف-۷)}$$

كه در آنها توابع فعـالیت و ضدفعـالیت بـا روابط دیفرانسیلي بیان مي‌گردند:

$$\frac{dn}{dt} = \alpha_n (1-n) - \beta_n . n \qquad \text{(الف-۸)}$$

$$\frac{dm}{dt} = \alpha_m (1-m) - \beta_m . m \qquad \text{(الف-۹)}$$

$$\frac{dh}{dt} = \alpha_h (1-h) - \beta_h . h \qquad \text{(الف-۱۰)}$$

در ایـن روابط دیفرانسیلي، مقادیر α و β بر اساس روابط زیر بیان مـي‌شوند:

$$\alpha_m = \frac{A_{\alpha_m}(V - B_{\alpha_m})}{1 - \exp(\frac{B_{\alpha_m} - V}{C_{\alpha_m}})} . Q_{10,\alpha_m}^{\frac{(T-T_0)}{10}} \qquad \text{(الف-۱-۱۱)}$$

$$\beta_m = \frac{A_{\beta_m}(B_{\beta_m} - V)}{1 - \exp(\frac{V - B_{\beta_m}}{C_{\beta_m}})} . Q_{10,\beta_m}^{\frac{(T-T_0)}{10}} \qquad \text{(الف-۱۱-۲)}$$

$$\alpha_h = \frac{A_{\alpha_h}(B_{\alpha_h} - V)}{1 - \exp(\frac{V - B_{\alpha_h}}{C_{\alpha_h}})} . Q_{10,\alpha_h}^{\frac{(T-T_0)}{10}} \qquad \text{(الف-۱-۱۲)}$$

$$\beta_h = \frac{A_{\beta_h}}{1 - \exp(\frac{B_{\beta_h} - V}{C_{\beta_h}})} . Q_{10,\beta_h}^{\frac{(T-T_0)}{10}} \qquad \text{(الف-۱۲-۲)}$$

$$\alpha_n = \frac{A_{\alpha_n}(V - B_{\alpha_n})}{1 - \exp(\frac{B_{\alpha_n} - V}{C_{\alpha_n}})} . Q_{10,\alpha_n}^{\frac{(T-T_0)}{10}} \qquad \text{(الف-۱-۱۳)}$$

$$\beta_n = \frac{A_{\beta_n}(B_{\beta_n} - V)}{1-\exp(\frac{V-B_{\beta_n}}{C_{\beta_n}})} . Q_{10,\beta_n}^{\frac{(T-T_0)}{10}} \quad \text{(الف-۱۳-۲)}$$

ضرایب A وB بر اساس مرجع [۱۲] مشخص شده اند.

با حل معادله فیبر و غشای آن، روابط زیر بدست مي‌آيد:

$$C_m \frac{dV_k}{dt} + I_{Na,k} + I_{K,k} + I_L + G_a(V_{i,k} - V_{i,k-1}) + G_a(V_{i,k} - V_{i,k+1}) = 0 \quad \text{(الف-۱٤)}$$

$$V_k = E_k - V_r = V_{i,k} - V_{e,k} - V_r \quad \text{(الف-۱۵)}$$

$$I_{act,k} = I_{Na,k} + I_{K,k}, I_{L,k} = G_L(V_k - V_L) \quad \text{(الف-۱٦)}$$

$$C_m \frac{dV_k}{dt} = G_a(V_{k-1} - 2V_k + V_{k+1}) + G_a(V_{e,k-1} - 2V_{e,k} + V_{e,k+1}) - I_{act,k} + G_L(V_L - V_k) \quad \text{(الف-۱۷)}$$

$$C_m \frac{dV_k}{dt} = G_a(V_{k-1} - (2+G_L)V_k + V_{k+1}) + G_a(V_{e,k-1} - 2V_{e,k} + V_{e,k+1}) - (I_{act,k} - G_L V_L) \quad \text{(الف-۱۸)}$$

جدول الف-۱: پارامترهاي مدل SEF

K: شماره گره	Z_k : امپدانس غشاء در گره
$V_{e,k}$: پتانسيل خارج سلولي در گره k	$V_{i,k}$: پتانسيل داخل سلولي در گره k
V_r: پتانسيل استراحت	E_k: پتانسيل غشاء
G_a: رسانايي الكتريكي درون عصب	S: سطح مقطع فيبر عصبي
L: فاصله بين دو گره	P: مقاومت مخصوص واحد طول فيبر
C_m: خاصيت خازني غشاء	G_L: نشتي غشاء
V_L: پتانسيل نشتي	k،n،m: توابع فعاليت و ضدفعاليت در روابط (Schwarz-Eikhof)
P_{Na}: رسانايي سديم	P_K: رسانايي پتاسيم
T: دماي مطلق (براي بدن انسان = ۳۱۰°k)	F: ثابت فارادي
R: ثابت عمومي گازها	[Na]: غلظت يون سديم
[K]: غلظت يون پتاسيم	

و اگر اين معادلات به فرم ماتريسي درآيند به صورت زير قابل ارائه خواهند بود:

$$\frac{dV}{dt} = AV + BV_e + C[I_{act} + I_L] \quad \text{(الف-۱۹)}$$

$$A = \begin{bmatrix} -(Y_0+G_a+G_L) & G_a & .. & 0 & 0 \\ .. & .. & .. & 0 & 0 \\ .. & G_a & -(2G_a+G_L) & G_a & 0 \\ 0 & 0 & .. & .. & 0 \\ 0 & 0 & .. & G_a & -(G_a+G_L) \end{bmatrix} \quad \text{(الف-۲۰)}$$

براي اينكه بتوان شرط انتهاي مسدود را نيز در آن بررسي كرد، پارامتر Y_0 به مدل افزوده شده است كه امپدانس انتهايي غشاء را تعيين مي‌كند و مسدود بودن يا نبودن كابل با تنظيم اين پارامتر قابل اعمال است.

$$B = \frac{Ga}{Cm}\begin{bmatrix} -1 & 1 & .. & 0 & 0 \\ .. & .. & .. & 0 & 0 \\ .. & 1 & -2 & 1 & .. \\ 0 & 0 & .. & .. & 0 \\ 0 & 0 & .. & 1 & -1 \end{bmatrix} \quad \text{(الف-۲۱)}$$

$$C = \frac{1}{Cm}\begin{bmatrix} 1 & 0 & .. & 0 & 0 \\ .. & .. & .. & 0 & 0 \\ .. & 0 & 1 & 0 & .. \\ 0 & 0 & .. & .. & 0 \\ 0 & 0 & .. & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{(الف-۲۲)}$$

مراجع

[1] Spelman FA; The past, present, and future of cochlear prostheses accomplishments and challenges in treating sensorineural deafness through electrical stimulation; IEEE Eng in Medicine & Biology 1999; 27-33.

[2] Miyoshi S, Ifukube T, Matsushima J; Proposal of new method for narrowing and moving the stimulated region of cochlear implant; IEEE Trans on Biomedical Eng April 1999; 46(4):451-460.

[3] Litvak L; Toward a better speech processor for cochlear implant: auditory nerve response to high rate electric pulse train; PhD Thesis, MIT 2002.

[4] Brill SM, Gstottner W, Helms J, Ilberg CV, Baumgartner W, Muller J, Kiefer J; Optimization of channel number and stimulation rate for the fast continuous interleaved sampling strategy in the COMBI 40+; The American Journal of Otology 1997.

[5] Zimerling MJ, Hochmair ES; EAP recording in ineraid patients-correlations with psychophysical measures and possible implications for patient fitting; Ear & Hearing April 2002; 23(2):81-91.

[6] Huang CQ, Shepherd RK, Carter PM, Seligman PM, Tabor B; Electrical stimulation of the auditory nerve : direct current measurment *in vivo*; IEEE Trans on Biomedical Eng April 1999; 46(4):461-470.

[7] Liang DH, Lusted HS, White RL; The nerve electrode interface of the cochlear implant: current spread; IEEE Trans on Biomedical Eng January 1999; 46(1):35-92.

[8] Frijns JHM, Schoonhoven R, Grote JJ; The influence of stimulus intensity on spike timing and the compound action potential in the electrically stimulated cochlea: a model study; 18th Annual International Conference of the IEEE Eng in Medicine and Biology Society 1996; 327-328.

[9] Shinogami M, Kaga K, Sugasawa T, Nakamura M, Takai S; Electrical stimulation test for residual hearing ears using electro audiometer; Japan Congress of Audiology October 1996.

[10] Jolly CN, Spelman FA, Clopton BM; Quadrupolar stimulation for cochlear prostheses: modeling and experimental data; IEEE Trans on Biomedical Eng August 1996; 43(8):857-865.

[11] Rubinstein JT, Miller A, Mino H, Abbas P; Analysis of monophasic and biphasic electrical stimulation of nerve; IEEE Trans on Biomedical Eng October 2001; 48(10):1065-1070.

[12] Frijis JHM, Mooij J, ten Kate JH; A Quantitative approach to modeling mammalian myelinated nerve fibers for electrical prosthesis design; IEEE Trans on Biomedical Eng June 1994; 41(6):526-566.

[13] McNeal D; Analysis of a model for excitation of myelinated nerve; IEEE Trans on Biomedical Eng December 1976; 23(4):329-337.

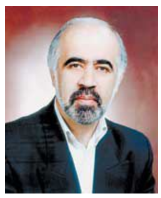
[14] Warman EN, Warren M, Daurand D; Modeling the effects of electric fields on nerve fibers: determination of excitation threshold; IEEE Trans on Biomedical Eng December 1992; 39(12):1244-1254.

[15] Rattay F; Analysis of model for extracellular fiber stimulation; IEEE Trans on Biomedical Eng December 1989; 36(7):676-682.

[16] Rubinstain JT; Axon termination conditions for electrical stimulation; IEEE Trans on Biomedical Eng July 1993; 40(7):654-663.

[17] Barr RC, Plonsey R; Threshold variability in fibers with field stimulation of excitable membranes; IEEE Trans on Biomedical Eng December 1995; 42(12):1185-1191.

حامد ساجدي، متولد ۱۳۵۲ در تهران و دانش آموخته سازمان ملي پرورش استعدادهاي درخشان در رشته رياضي فيزيک در سال ۱۳۶۹ است. وی در سال ۱۳۷۴، درجه کارشناسي مهندسی برق- الکترونيک و در سال ۱۳۷۶، درجه کارشناسي ارشد مهندسي پزشکي- بيوالکتريک خود را از دانشگاه صنعتي اميرکبير اخذ نمود و در حال حاضر در انتهاي دوره دکتراي مهندسی برق- الکترونيک دانشگاه صنعتي اميرکبير است. ايشان در طي سالهاي ۱۳۷۴-۱۳۷۶ به عنوان پژوهشگر در پروژه ملي دست سيبرنتيک فعاليت کرده است و از سال ۱۳۷۸ تاکنون در مرکز تحقيقات الکترونيک دانشگاه صنعتي اميرکبير در زمينه بخشهاي سخت افزار و نرم افزارهاي پردازشي پروژه کاشت حلزوني شنوايي مشغول به کار است. ساجدی از سال ۱۳۷۶ سابقه تدريس در مراکز دانشگاهي را داراست. زمينه اصلي تخصص او، طراحي سيستمهاي ديجيتال، پردازش سيگنالهاي حياتي و سيستمهاي کاشت حلزوني است.



سيداحمد معتمدي، درجه کارشناسي خود را در سال ۱۳۵۸ از دانشگاه صنعتي اميرکبير در رشته الکترونيك و درجه کارشناسي ارشد و دکتري را به ترتيب در سالهاي ۱۳٦۰ و ۱۳٦۳ در زمينه سخت افزار کامپيوتر از دانشگاه پير و ماري کوري پاريس- فرانسه دريافت کرد. وی دو بار برنده جايزه خوارزمي و نيز استاد منتخب دانشگاه صنعتي اميرکبير گرديده است و طي سالهاي ۱۳٦٤ تا ۱۳۷۹ رياست سازمان پژوهشهاي علمي و صنعتي ايران و از سال ۱۳۷۹ تاکنون مسؤوليت وزارت فناوري ارتباطات و اطلاعات را بر عهده داشته است. ايشان همچنين از سال ۱۳۷۷، مجري بخش پردازش سيگنال و الکترونيك طرح ملي کاشت حلزوني شنوايي بوده است و در حال حاضر دانشيار گروه الکترونيك دانشکده برق دانشگاه صنعتي اميرکبير ميباشد. زمينه تخصصي وي پردازش موازي، پردازش تصوير، سيستمهاي ميکروپروسسوري و مهندسی پزشکي است.

سيدمحمد فيروزآبادی، در سال ۱۳۴۲ در تهران به دنيا آمد و درجه کارشناسي و کارشناسي ارشد خود را در رشته مهندسی برق- الکترونيك به ترتيب در سال ۱۳۶۶ از دانشگاه تبريز و در سال ۱۳٦۹ از دانشگاه صنعتی اميرکبير و درجه دکتری را در سال ۱۳۷٦ در رشته مهندسی برق- مهندسی پزشکی از دانشگاه تربيت مدرس دريافت نمود. وی در سالهای ۱۳۷۲ و ۱۳۷۳ دانشجوی دکتری نمونه دانشگاه تربيت مدرس و همچنين در سال ۱۳۷۳ دانشجوی نمونه کشوری گرديد. فيروزآبادی از سال ۱۳۶۸ تا ۱۳۷۲ به عنوان مسؤول گروه کامپيوتر و الکترونيک، مدير دفتر پژوهشی و پژوهشگر در مرکز عالی پژوهشهای تجهيزات پزشکی و مهندسی توانبخشی جانبازان و از سال ۱۳۷۲ تا ۱۳۷۵ به عنوان مدير کل دفتر تجهيزات در دانشگاه شاهد به فعاليت اجرايی و تحقيقاتی مشغول بوده است. ايشان در حال حاضر دانشيار گروه فيزيک پزشکی دانشکده پزشکی و مدير دفتر پژوهشهای کاربردی دانشگاه تربيت مدرس است. زمينه تخصصي وي بيوالکترومغناطيس، الکتروفيزيولوژی و مدلسازی سيستمهای بيولوژيکی، سيستم های عصبی- عضله، ابزار دقيق پزشکی و پردازش است.