DOI: 10.22041/ijbme.2004.13517

Effects of Depolarizing Prepulses with Different Parameters on the Selective Stimulation of Myelinated Fibers and Suggestion of a New Prepulse Waveform with Superior Performance Based on Simulation of Electrical Stimulation

A. Mahnam[*1], S. M. P. Firoozabadi[2], S. M. R. Hashemi-Golpayegani[1]

[1]Bioelectrics Division, Department of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology
[2]Medical Physics Department, Faculty of Medicine, Tarbiat Modarres University

Received 21 December 2002; received in revised form 5 September 2004; accepted 25 October 2004

Abstract

In recent years, various methods have been suggested to improve selectivity in electrical stimulation of neural fibers or cells. One of these methods is the use of depolarizing under-threshold prepulse to selectively stimulate fibers far from the electrode, without excitation of nearer fibers. In this paper, by implementing a nonlinear model of neural fiber and simulating electrical stimulation of the model, the effect of changes in various parameters of rectangular and stepwise prepulses on the range of applicability of this technique in selective stimulation of fibers in different distances from the electrode and with different diameters has been studied. This study has led to suggest a new waveform for the prepulse; ramp prepulse. The applicability of this prepulse has been studied also. The superiority of this prepulse in comparison with previous suggested ones has been shown. Using this prepulse, it is possible to stimulate selectively fibers in broader range of distances and diameters. Therefore in stimulating neural fibers in spinal cord or peripheral fibers or even neural fibers of special senses, the use of this prepulse can improve distinguishability of fibers in their stimulation.

Keywords: Selective electrical stimulation; Stimulus waveform; Under-Threshold depolarizing prepulse; Ramp prepulse; Simulation of electrical stimulation.

***Corrsponding author**
Address: *Department of Biomedical Engineering, AmirKabir University of Technology, Hafez St., Tehran, I.R.Iran*
Tel: *+9821 2293006 (208)*
E-mail: *amahnam@yahoo.com*

DOI: 10.22041/ijbme.2004.13517

تأثير پارامترهاي پيش‌پالس كاتدي در تحريک انتخابي فيبرهاي مايلين‌دار و استخراج شكل‌موج جديدي براي تحريك الكتريكي انتخابي به كمك شبيه‌سازي تحريك الكتريكي

امين مهنام[1*]، سيدمحمد فيروزآبادي[2]، سيدمحمدرضا هاشمي گلپايگاني[1]

[1]دانشگاه صنعتي اميركبير، دانشكده مهندسي پزشكي
[2]دانشگاه تربيت مدرس، دانشكده پزشكي، گروه فيزيک پزشكي

تاریخ ثبت اولیه: ۱۳۸۱/۱۰/۱، تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۱۳۸۳/۶/۱۵، تاریخ پذیرش قطعی: ۱۳۸۳/۸/۴

چكيده

در سال‌های اخير، تحقيقات بسياری در زمينة تحريك الكتريكي سلول‌هاي عصبي انجام شده است تا به طريقي قابليت "انتخاب" سلول‌هاي هدف توسط تحريك افزايش يابد. از جمله روش‌هاي پيشنهادي براي تحريك انتخابي فيبرهاي دور از الكترود و همچنين فيبرهاي باريك، استفاده از شكل‌موج‌هاي خاص از جمله شكل‌موج شامل پيش‌پالس مستطيلي كاتدي است. در مقاله حاضر، ابتدا با استفاده از مدل غيرخطي فيبر عصبي و شبيه‌سازي تحريک الكتريكي آن، تأثير پارامترهای مختلف پيش‌پالس‌هاي كاتدي بر قابليت انتخاب فيبرهاي مايلين‌دار مورد بررسي قرار گرفته و در ادامه، تحريک با شكل‌موج جديدي كه شامل پيش‌پالس "شيب" است مورد مطالعه قرار گرفته است. نتايج حاصل از اين شبيه‌سازی‌ها نشان می‌دهند كه با استفاده از پيش‌پالس "شيب"، فيبرهاي عصبي مختلف در محدوده‌اي وسيع‌تر قابل انتخاب هستند. به اين ترتيب در تحريک فيبرهای عصبي نخاع ـ اعصاب محيطي و يا اعصاب حواس ويژه مي‌توان با استفاده از پيش‌پالس شيب به قابليت انتخاب بهتری در تحريك سلول‌هاي عصبي هدف دست يافت.

واژه‌هاي كليدي: تحريك الكتريكي انتخابي؛ شكل‌موج تحريك؛ پيش‌پالس زير آستانة كاتدي؛ پيش‌پالس شيب؛ شبيه‌سازي تحريك الكتريكي

*عهده‌دار مكاتبات
نشاني: تهران، خيابان حافظ، دانشگاه صنعتي اميركبير، دانشكدة مهندسي پزشكي
تلفن: ۰۲۱ - ۲۲۹۳۰۰۶ (واحد ۲۰۸)، پيام‌نگار: amahnam@yahoo.com

۱- مقدمه

تحريك بخش‌هاي مختلف سيستم عصبي با اهداف پژوهشي و درماني سال‌هاست كـه مورد بررسي و استفاده قرار دارد. از تـحريـک الکتريکي بـه عنوان ورودي برانگيزانندهٔ سيستم عصبـي بـراي درک بـهتـر ساختـار و عملکرد ايـن سيستم و همچنين براي بازيابي عملکرد سيستم‌هاي حسي نظير سيستم بينايي و شنوايي استفـاده شده است [۲،۱]. عـلاوه بر اين، از تـحريـك الكتريكي سلول‌هاي عصبي بـراي بازيابي عملكرد عضلاتي كـه به خاطر صدمه ديـدن نخاع و يا سكتهٔ مغزي فلج شده‌اند، استفـاده شده است [۳]. از جمله كـاربردهاي خاص اين دسته مي‌توان به تحريک براي تصحيح راه رفتن، ايستادن و قدم برداشتن، گرفتن و رها كردن اجسام بـا دست [۴]، تحريک ديافراگم براي كمک بـه تنفس و تحريـک مثانه و دريچهٔ خارجي آن بـراي جلوگيري يـا اجازه دادن بـه خروج ادرار اشاره كرد [۵].

بـديهـي است در كـاربـردهـاي اشـاره شـده، به خـاطر تنوع عصب‌هايي كه تحت تـأثير تحريك قرار مي‌گيرند، لازم است تحريك الكتريكي به صورت انتخابي انجـام شود. تـحـريـك انتخابي، تـحريكي است كه بـاعـث فعال شدن نورون‌هـا يـا انتشار پتانسيل عمل در سلـول‌هاي هـدف شود بـدون آنكه نورون‌هاي ديـگـری را فعال كنـد، بـراي مثـال، در تحريك عصب‌هاي بينايي با فعال شدن هر جزء از شبكيهٔ مصنـوعـي لازم است تنهـا عصب‌هـاي متناظر بـا آن جزء تحريك شوند [۱]. در كنترل عضلات نيز بـراي رعايت اصل اندازه، نياز به تـحريـك انتخابي است. همچنين در تـحريـك نورون‌هاي حركتي در عصب‌هاي محيطي و نخـاع، عضلات ديگري كـه نورون‌هاي حركتي يا حسي آنها در نزديكي محل تحريك قرار دارند، نبايد تحت تأثير قرار گيرند [٦].

تفـاوت اندازه و نحوهٔ قرارگيری سلول‌هاي عصبي نسبت بـه الكترود يـا الكترودها امكان تـحريـک انتخابي آنـها را فراهم مي‌سازد. بـر ايـن اساس، در دههٔ گـذشته محققين روش‌هاي مختلفي را براي بهبود قابليت انتخاب در تـحريـک الکتريکي ارائه كرده‌اند [۷]. بـه نظر مي‌رسد ساده‌ترين روش تـحريـک انتخابی، قرار دادن الكترودهای تحريک در مجاورت فيبرهاي هـدف بـاشد. امـا ايـن روش در عمل بـا مشكلات متعددي مواجه است. قرار دادن الكترودها در كنار فيبرهاي عصبي نياز به جراحي‌هاي بسيار دقيق دارد و به هـر حـال بـاعث آسيب ديـدن بافت عصبي مي‌شود، بـه خصوص اينـكـه در روش مذكور براي تـحريـك انتخابي هـر دسته فيبر، نياز بـه الكترود مجزايي است. براي يافتن روش‌هاي تـحريـک بهتر، گروهي از محققين تـأثير شكل هندسي الكترودها و موقعيت آنـهـا نسبت بـه يكديگر را بـر انتخابي بودن تـحريـک مورد بـررسـي قـرار داده‌انـد [۸-۱۱] و گـروهي ديگر اغـلـب بـا بهره‌گيري از رفتار غيرخطي كانال‌هاي يوني غشاء بـه بررسي اثر شكل‌موج‌هاي مختلف تحريک پرداخته‌اند [۱۲-١٦].

از ميان گروه اخير مي‌توان بـه Grill و Mortimer اشاره كـرد كـه شكل‌موج‌هاي مختلفي را براي تـحـريـک انتخابي مـورد بـررسي قـرار داده‌انـد [۷]. يكي از روش‌هاي پيشنهادي ايشان، استفـاده از "پيش‌پالس زيـر آستـانـهٔ كـاتدي"[1] براي تـحريـک انتخـابي فيبرهاي دور از يـک الـكتـرود نقطه‌اي بـدون فـعـال شـدن فيبرهاي نزديک به آن و يا براي تـحريـك فيبرهاي باريك بدون ايجاد پتـانسيل عـمـل در فيبرهـاي قطور است [۱۳]. در تـحريـك الـكتريكي بـا شكل‌موج مستطيلي، فيبرهاي نـزديـك، آستانهٔ تحريك كمتري دارند. به همين ترتيب، فيبرهاي قطور نيز بـا دامنهٔ تحريك پايين‌تري فعـال مي‌شوند. بـه همين خـاطر، تحريك انتخابي فيبرهاي دور از الكترود و يا فيبرهاي باريك هميشه با مشكل مواجـه بـوده است و روش مذكور اميدي براي حل اين مشكل قلمداد شده است.

Grill نشـان داده است [۱۵،۷] وقتي از شكل‌موج تحريك بـا پيش‌پـالس مستطيلي كـاتدي استفـاده شود، "بعضي" فيبرهاي دور تـحريـك مي‌شوند بدون اينكه پتانسيل عمل در "بعضي" فيبرهاي نزديك بوجود آيد. در واقع فيبرهاي نزديك، در اثر اعمال پيش‌پالس زير آستانه در مقابل پالس تحريكي كـه پس از آن مي‌آيد مقاوم مي‌شوند. به همين ترتيب و با مقاوم كردن بعضي فيبرهاي قطور مـي‌تـوان فيبرهاي باريك‌تـر را به طور انتخابي تحريك كرد. اگرچه Grill در مقـالهٔ فوق، مكانيزم اثرگذاري پيش‌پالس در افـزايش آستانهٔ تحريك يـك جزء از

[1] Depolarizing-Prepulse

غشاء را به صورت فيزيولوژيك بررسي كرده است، اما اين بررسي را به تحريك الكتريكي فيبرهاي عصبي تعميم نداده است و تنها به بيان نتايج بسنده كرده است. در تحقيق قبلي مؤلفين اين مقاله [۱۷] نشان داده شده است در تحريك الكتريك خارج سلولي فيبرهاي عصبي، وقتي از تكنيك پيش‌پالس كاتدي استفاده شود، تحت تأثير افزايش آستانة تحريك غشاء، مكانيزم‌هاي تحريكي و بازدارندة خاصي از جمله "بلوك شدن ناشي از آندهاي مجازي" و "تحريك پايان آندي ناشي از آندهاي مجازي" نقش دارند.

علاوه بر اين، Grill در مقالة خود به ارائة نتايجي كه در شرايط كاملاً خاص (از نظر مشخصات شكل‌موج تحريك و مشخصات فيبرها) بدست آمده‌اند، بسنده كرده است. اين در حالي است كه براي امكان‌سنجي كاربرد عملي اين تكنيك لازم است ضمن بررسي كارآيي آن از نظر اثرگذاري بر فيبرها، محدودة فيبرهايي كه با اين روش به صورت انتخابي قابل تحريك هستند، مورد بررسي قرار گيرد. در تحريك انتخابي دسته فيبرهاي مختلفي كه از نظر فاصله از الكترود و يا قطر از يكديگر متمايز هستند، موقعيت الكترود نسبت به فيبرها ثابت است. لذا بايد بتوان با تغيير شكل‌موج تحريك يا به عبارت دقيق‌تر با انتخاب مناسب پارامترهاي شكل‌موج، دسته فيبرهايي را كه به طور معمول حساستر به تحريك هستند، نسبت به تحريك مقاوم كرد تا امكان تحريك فيبرهاي هدف فراهم شود. بديهي است پارامترهاي شكل‌موج بستگي به مشخصات فيبرهاي هدف از نظر فاصله و قطر دارد. از اين ديدگاه، شكل‌موج مطلوب، شكل‌موجي است كه با تغيير پارامترهايي از آن بتوان محدودة فيبرهاي مقاوم شده را به مقدار بيشتري تغيير داد و يا به عبارت ديگر، دسته‌هاي متنوع‌تري از فيبرها را در مقابل تحريك مقاوم كرد. بايد توجه كرد امكان ايجاد تغيير بيشتر در محدودة فيبرهاي مقاوم شده به معني امكان تحريك انتخابي فيبرها در محدودة (از نظر فاصله و قطر) بيشتري است.

در اين مقاله، اثر تغيير پارامترهای پيش‌پالس مستطيلي كاتدی بر محدودة فيبرهاي مقاوم شده و همچنين تأثير پيش‌پالس‌هاي متوالي در گسترده‌تر كردن اين محدوده بررسي مي‌شود. سپس بر اساس نتايج بدست آمده، تحريک انتخابي با پيش‌پالس شيب، پيشنهاد و برتري آن از نظر گسترده بودن محدودة فيبرهاي قابل تحريك با تغيير پارامترهاي تحريك نشان داده مي‌شود.

۲- مدل و روش شبيه‌سازي

در شبيه‌سازي كامل تحريك الكتريكي فيبرهاي عصبي بايد از تركيب سه مدل، يعني "مدل الكتريكي محيط بين الكترودها و فيبرها" (هادی حجمی)، "مدل فيبر عصبي" و "مدل كانال‌هاي يوني" استفاده شود [۱۸-۲۱]. در اين تحقيق براي شبيه‌سازي تحريک الكتريكي، هر سه مدل به كار گرفته شده‌اند.

مطابق با مدل استفاده شده توسط Grill [۱۳،٦] و براي سادگي، هادی حجمی همگن و يكنواخت در نظر گرفته شده است تا پتانسيل هر نقطه از رابطه ۱ بدست آيد:

$$V=\frac{\rho_e I_{el}}{4\pi r} \qquad (۱)$$

در اين رابطه، r فاصلة الكترود تا نقطة مورد نظر و ρ_e مقاومت واحد طول در واحد سطح محيط است. اين مقدار در مدلسازي‌هاي انجام شده، $\rho_e = 55\,\Omega\cdot cm$ فرض شده است.

مدل فيبر عصبي، مدل كابلی فيبرهای مايلين‌دار است كه توسط McNeal [۲۲] ارائه شده است. اين مدل در شكل ۱ مشاهده مي‌شود. در اين مقاله، مايلين كاملاً عايق فرض شده و الكترود تحريک‌كننده روبروي گرة پانزدهم از فيبري داراي ۳۰ گرة رانويه قرار داده شده است.

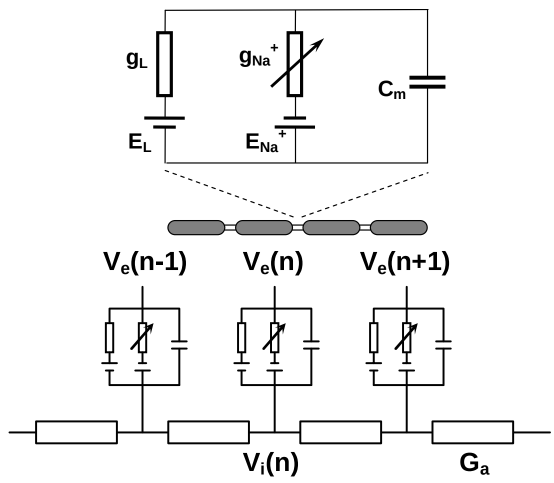
با نوشتن رابطة جريان براي يك نقطة داخلي فيبر، معادلة ۲ بدست مي‌آيد:

$$\frac{dV_n}{dt}=\left[\frac{d\Delta x}{4r_i L}\left(\frac{V_{n-1}-2V_n+V_{n+1}}{\Delta x^2}+\frac{V_{e,n-1}-2V_{e,n}+V_{e,n+1}}{\Delta x^2}\right)-I_{ionic}\right]/c \qquad (۲)$$

$$V_n = V_{i,n} - V_{e,n} - V_{rest} \qquad (۳)$$

در اين رابطه مطابق شكل ۱، $V_{e,n}$ و $V_{i,n}$ به ترتيب ولتاژ خارج و داخل غشاء در گرة n ام و G_a مقاومت طولي داخل فيبر هستند. I_{ionic} نيز جريان كانال‌هاي يوني غشاء است.

پارامترهاي ديگر اين رابطه در جدول ۱ معرفي و مقادير آنها، آن چنان كه در اين تحقيق مورد استفاده قرار گرفته، بيان شده است.



شكل ۱- مدل فيبر عصبي مايلين‌دار

(غشاء هر گرة رانويه به صورت خازن و مقاومت‌هاي خطي و غيرخطي مدل مي‌شود. مقاومت خطي، مربوط به كانال‌هاي يوني نشتي و مقاومت غيرخطي مربوط به كانال‌هاي سديمي غشاء است. از نفوذپذيري يوني مايلين صرف‌نظر شده است.)

در اين مقاله، براي هر گرة رانويه عملكرد كانال‌هاي يوني غشاء با مدل CRRSS شبيه‌سازي شده است. اين مدل مطابق با مدل Hudgkin-Huxley، اما بر اساس داده‌هايي است كه Chiu و همكارانش [۲۳]، با آزمايش روي فيبرهاي مايلين‌دار خرگوش بدست آورده‌اند.

لازم به ذكر است در غشاء گره‌هاي رانوية فيبرهاي مايلين‌دار پستانداران، كانال‌هاي پتاسيمي بسيار كمي وجود دارند و نقش آنها در پايان دادن به پتانسيل عمل توسط جريان‌هاي نشتي ايفا مي‌شود. با در نظر گرفتن اين ويژگي، در مدل CRRSS، از اثر كانال‌هاي پتاسيمي در شكل‌گيري و انتشار پتانسيل عمل صرف نظر شده است. معادلات مربوط به كانال‌هاي يوني بر طبق اين مدل در معادلات ۴ تا ۱۱ ارائه شده است (مقدار پارامترها در جدول ۱ مشخص شده است.):

$$I_{Ionic} = g_{Na} m^2 h (V_m - E_{Na}) + g_L (V_m - E_L) \quad (٤)$$

$$\frac{dm}{dt} = k(\alpha_m (1-m) - \beta_m m) \quad (٥)$$

$$\frac{dh}{dt} = k(\alpha_h (1-h) - \beta_h h) \quad (٦)$$

$$k = Q_{10}^{\frac{T-T0}{10}} \quad (٧)$$

$$\alpha_m = \frac{97 + 0.363 \cdot V_m}{1 + \exp\left(-\frac{V_m - 31}{5.3}\right)} \quad (٨)$$

$$\alpha_h = \frac{\beta_h}{\exp\left(\frac{V_m - 5.5}{5}\right)} \quad (٩)$$

$$\beta_m = \frac{\alpha_m}{\exp\left(\frac{V_m - 23.8}{4.17}\right)} \quad (١٠)$$

$$\beta_h = \frac{15.6}{1 + \exp\left(-\frac{V_m - 24}{10}\right)} \quad (١١)$$

در اين روابط، m و h متغيرهاي درگاه‌هاي كانال سديمي و V_m ولتاژ غشاء مي‌باشد.

مدل حاصل از تركيب سه مدل فوق توسط نرم افزار SIMULINK-MATLAB روي يك كامپيوتر Pentium-500MHz پياده‌سازي و اجرا شده است.

در اين مقاله، پاسخ سلول‌ها و قابليت انتخاب آنها در تحريك الكتريكي با شكل‌موج شامل پيش‌پالس به ازاي پيش‌پالس‌هاي مستطيلي، پله‌اي و شيب مورد بررسي قرار گرفته است. در اين تحقيق، محل الكترود نسبت به فيبرهاي عصبي ثابت است و هدف، تحريك انتخابي دسته‌هاي مختلف فيبرهاي عصبي با تغيير پارامترهاي شكل‌موج تحريك و انتخاب مقادير مناسبي براي آنها است. بنابراين براي شكل‌موج‌هاي ذكر شده در بالا، با تغيير پارامترهايي از قبيل عرض و دامنة پيش‌پالس، محدودة فيبرهاي مقاوم شده و فيبرهاي تحريك شده بدست آمده و وسعت اين محدوده‌ها مورد بررسي قرار گرفته است.

براي بدست آوردن مرزهاي محدودة فيبرهاي مقاوم شده، به ازاي هر حالت خاص از شكل‌موج‌هاي تحريک، اثر تحريك بر فيبرهايي در فاصله‌هاي مختلف از الكترود شبيه‌سازي شده و براي هر فاصله با افزايش پله‌پلة دامنة تحريک (ضمن ثابت بودن مشخصات پيش‌پالس)، آستانة جريان براي پيدايش و انتشار پتانسيل عمل بدست آمده است. محدودة فيبرهاي مقاوم شده، محدوده‌اي است كه آستانة تحريك براي فيبرها

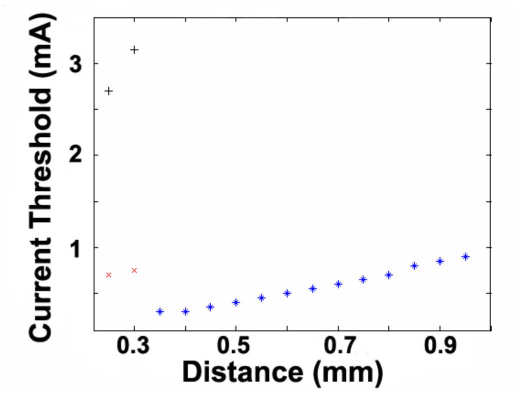
در آن محدوده نسبت به فيبرهاي دورتر بيشتر است، به طوريكه با انتخاب دامنة مناسب براي تحريك بتوان فيبرهاي دورتر را تحريك كرد بدون اينكه فيبرها در اين محدوده فعال شوند. عدم يكنواختي اندكي كه در بعضي نمودارها در مقدار آستانة تحريك مشاهده ميشود، به خاطر پلهپله بودن افزايش دامنة تحريك است. معيار "پيدايش و انتشار پتانسيل عمل" در فيبر، رسيدن ولتاژ غشاء به صفر ولت در گرههاي شمارة ۵ يا ۲۵ در نظر گرفته شده است.

جدول ۱- تعريف و مقدار پارامترهاي مدل استفاده شده

توضيح	واحد	مقدار	نام پارامتر
مقاومت داخلي فيبر در راستاي طول	$\Omega \cdot cm$	٥٤/٧	ρ_a
پتانسيل استراحت غشاء	mV	-٨٠	V_r
خاصيت خازني غشاء در واحد سطح	$\mu F / cm^2$	٢/٥	C_m
ماكزيمم هدايت كانالهاي سديمي در واحد سطح	mS / cm^2	١٤٤٥	g_{Na}
پتانسيل Nernst براي كانالهاي سديمي	mV	١١٥	E_{Na}
ماكزيمم هدايت كانالهاي نشتي در واحد سطح	mS / cm^2	١٢٨	g_L
پتانسيل Nernst براي كانالهاي نشتي	mV	-٠/٠١	E_L
طول گرة رانويه	μm	١/٥	L
نسبت فاصلة بين گرهها به قطر فيبر		١٠٠	$\Delta x / L$
به جز جايي كه خلاف اين ذكر شده باشد	μm	١٠	d
مقدار اولية متغير m		٠/٠٠٣	$M(t=0)$
مقدار اولية متغير h		٠/٧٥	$H(t=0)$
دماي مفروض مدل	°C	٣٧	$T0$
مقدار ضريب تصحيح دما براي اختلاف دماي ١٠ درجه		٣	Q_{10}

۳- نتايج

نمودار آستانة تحريك بر حسب فاصلة فيبر از الكترود، وقتي از شكلموج مستطيلي براي تحريك استفاده شود، به صورت تابعي درجة دو است و با افزايش فاصله، افزايش مييابد. اما وقتي شكلموج تحريك به صورت "مستطيلي با پيشپالس كاتدي" باشد، بعضي از فيبرهاي عصبي كه نزديك الكترود هستند، تحريك نميشوند.



شكل ۲- آستانة تحريك (ميكروآمپر) بر حسب فاصله (ميلي متر) (در فيبرهاي نزديک با جرياني كه به صورت × مشخص شده است، پتانسيل غشاء در گرة زير الكترود به بالاتر از صفر ميرسد كه نشاندهندة بوجود آمدن پتانسيل عمل است، اما به خاطر آندهاي مجازي در دو طرف، امكان انتشار آن وجود ندارد. بنابراين فيبر تنها هنگامي تحريک ميشود كه جريانهاي بزرگي كه با علامت + مشخص شدهاند اعمال ميشود.)

شكل ۲، نمايي كلي از آستانة تحريك فيبرها را بر حسب فاصلة آنها از الكترود، وقتي از چنين شكلموجي استفاده شود، نشان ميدهد. فيبرهايي كه در فاصلة ۰/۱ تا ۰/۳ ميلي متر از الكترود قرار گرفتهاند، در اثر اعمال پيشپالس در برابر تحريك مقاوم شدهاند و آستانة تحريك آنها بسيار بالا رفته است.

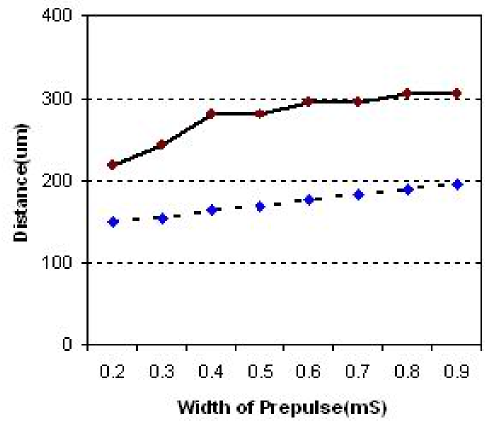
فرآيند مقاوم شدن فيبرها در اثر اعمال پيشپالس در تحقيق قبلي مؤلفين اين مقاله [۱۷] مورد بررسي قرار گرفته است. به طور خلاصه در اين حالت، آستانة تحريك فيبر افزايش يافته و به آستانة بلوك شدن (ناشي از آندهاي مجازي حاصل در دو طرف محل تحريك) آن رسيده است. بنابراين وقتي دامنة تحريك به اندازهاي است كه باعث ايجاد پتانسيل عمل

در فيبر مي‌شود، پتـانسيل عمل ايجـاد شده نمي‌تواند در طول فيبر منتشر شود.

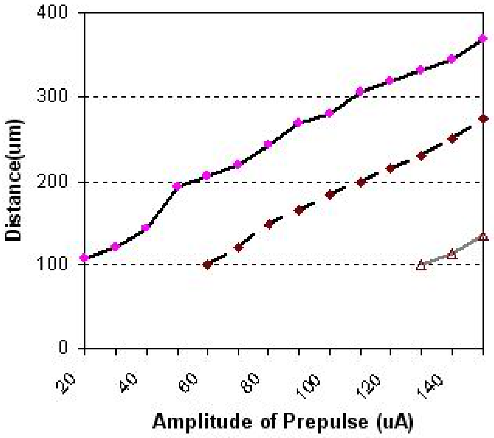
در شکل ۲، بـه ازاي دامنهٔ تـحريـکي بالاتر از علامت‌هاي *، پتـانسيل عمل ايستايي در فيبر بوجود مي‌آيد که نمي‌تواند در طول فيبر منتشر شود. به ازاي دامنه‌هاي تـحريـك بـالاتر از علامت‌هاي + پتـانسيل عمل بـوجـود آمـده و در طـول فيبر منتشر مي‌شود، اما مکانيزم انتشار پتانسيل عمل در اين حالت متفاوت بـا مکانيزم طبيعي و به خاطر تحريك پايان آندي است که در آندهاي مجازي دو طرف محل تحريك بوجود مي‌آيد. بـا اعمال تـحريـك‌هايي بـا دامنهٔ کـم، بـواسطهٔ مقـاوم شدن فيبرهاي نـزديك‌تر از ۰/۳۵ ميلي متر، مي‌توان فيبرهاي دورتر از ۰/۳۵ ميلي متر را تـحريـك کـرد. بديهي است بـا افزايش دامنهٔ تحريك، محدودهٔ فيبرهاي فعال شده گسترش مي‌يـابد، اما فيبرهاي نزديك به الکترود را در بر نمي‌گيرد.

اما در صورتي کـه هدف، تحريك انتخابي فيبرهايي در فاصلهٔ ۰/۵ ميلي متر از الـکـتـرود بـاشـد، لازم اسـت پـارامتـرهاي شکل‌موج تحريك به گونه‌اي تنظيم شوند که فيبرها تا فاصلهٔ ۰/۵ ميلي متر در مقـابل تـحريـك مقـاوم شوند. ايـن امر در صورتي ممکن است کـه تغيير پارامترهاي شکل‌موج تحريك امکان گسترش محدودهٔ مقاوم شده را تا فاصلهٔ ۰/۵ ميلي متر فراهم کند.

شکل ۳- الف، حد منطقهٔ مقاوم شده را بر حسب تغيير عرض پيش‌پـالس نشان مي‌دهد. در شکل ۳- ب، ايـن مقدار بـه ازاي دامنه‌هاي مختلف پيش‌پـالس مشاهده مي‌شود. براي مثـال، در شکل ۳- ب، بـه ازاي اعمـال پـيـش‌پـالسي بـا دامنهٔ ۶۰ ميکروآمپر، فيبرهايي در فـاصـلـهٔ ۱۰۰ تـا ۲۰۰ ميکرومتر مقاوم شده‌اند، به اين ترتيب امکان تحريك انتخابي فيبرهاي دورتر از ۲۰۰ ميکرومتر وجود دارد، اما به ازاي دامنهٔ پيش‌پالس ۱۱۰ ميکروآمپر، ضمن مقـاوم شدن فيبرهايي کـه در محدودهٔ ۲۰۰ تا ۳۰۰ ميکرومتر از الـکـتـرود قرار دارنـد، فيبرهاي نزديك‌تر از ۲۰۰ ميکرومتر نيز تحريك مي‌شوند. در واقع، دامنهٔ پيش‌پالس در اين حـالت آنقدر زياد است کـه بخودي خود باعث تحريك فيبرهايي تا فاصلهٔ ۲۰۰



(الف)



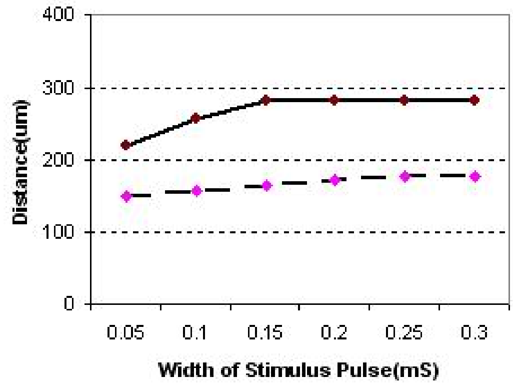
(ب)

شکل ۳- محدودهٔ منطقهٔ مقاوم شده بر حسب عرض پيش‌پالس "الف" و دامنهٔ آن "ب"

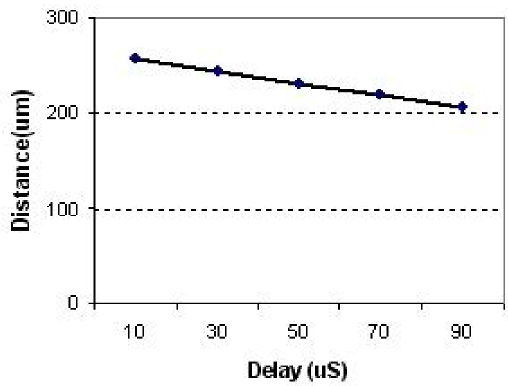
(در قسمت "الف"، دامنهٔ پيش‌پالس ۱۰۰ ميکروآمپر فرض شده اسـت. در قسمت "ب"، عرض پيش‌پالس ۰/۵ ميلي‌ثانيه فرض شده است. فيبرهـاي منطقهٔ پيش از خطچين توسط پيش‌پالس تحريک مـي‌شـوند. در قسـمت "ب" پتانسيل عمل در فيبـرهـاي منطقـهٔ پـايين منحنـي کوچـک متوقـف مي‌شود.)

ميکرومتر مي‌شود. وقتـي دامنـهٔ پـيـش‌پـالس ۱۵۰ ميکروآمپر انتخـاب شده است، فيبرهايي کـه در محدودهٔ ۱۳۰ تـا ۲۷۰ ميکرومتـر قـرار دارنـد تـحـريـك شـده و فيبرهايي در فـاصـلـهٔ ۲۷۰ تا ۳۷۰ ميکرومتر مقاوم شده‌اند. پتـانسيل عمل حاصل از پيش‌پـالس در فيبرهايي که نزديك‌تر از ۱۳۰ ميکرومتر قرار دارند به خاطر آندهاي مجـازي ايـجـاد شده در زمان اعمـال پـيـش‌پـالس، نمي‌توانند در طول فيبر منتشر شوند.

شکل ٤- الف نشان مي‌دهد وقتي عرض پالس اصلي از حدود ۱۵۰ ميکروثانيه کمتر باشد، حد منطقة مقاوم شده نيز کمتر مي‌شود. شکل ٤- ب نيز اثر مقدار تـأخير بين پيش‌پالس و تحريک اصلي را در عمق ناحية مقاوم شده نشان مي‌دهد.



(الف)

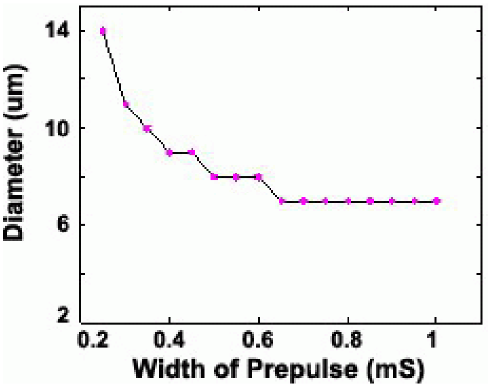


(ب)

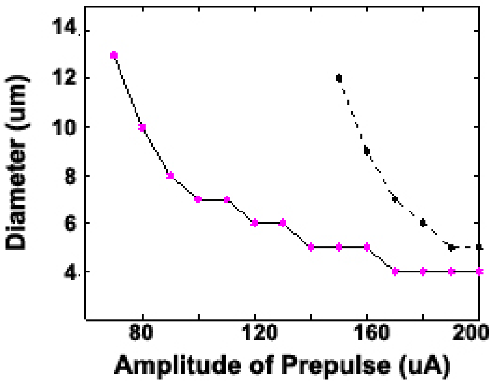
شکل ٤- محدودة فيبرهاي مقاوم شده از نظر عمق ناحيه بر حسب (الف) عرض پالس اصلي و (ب) مقدار تـأخير بين پيش‌پالس و تحريک اصلي (در قسمت الف، محدودة فيبـرهـاي مقـاوم شـده بـه ازاي پـالس‌هـاي تـحريـکي با عرض کم کاهش مي‌يابد. دامنة پيش‌پـالس ۱۰۰ ميکروآمپـر فرض شده است. در قسمت ب، با افزايش فاصلة بين پيش‌پالس و پـالس تـحريـک حـد منطقة غيرفعال شده کـاهش مـي‌يـابد و در نهايـت، اثـر پيش‌پـالس از بين خواهد رفت. در ايـن منحنـي، دامنـة پـيش‌پـالس ۹۰ ميکروآمپر فرض شده است. در هر دو منحنـي، عـرض پـيش‌پـالس ۰/۵ ميلي‌ثانيه مي‌باشد.)

در شکل ۵، حـدود نـاحيـة مـقـاوم شده از نظر قطر مشاهده مي‌شود. در اين حالت تحريك فيبرهايي بـا قطرهاي مختلف، اما بـا فـاصلة يكسان از الـكـتـرود، شبيه‌سازي شده است تـا مشخص شود چـه محدودة قطري از فيبرها به طور انتخابي بـا استفاده از تکنيك پيش‌پالس مستطيلي قابل تحريك است.

همانگونه که در اين شکل‌ها مشخص است تغيير پارامترهايي چون عـرض پـالس و پـيـش‌پـالس تـأثير چنداني در تغيير محدودة مقاوم شده ندارد. از سوي ديگر، هر چند تغيير دامنة پيش‌پـالس باعث افزايش عمق نفوذ اين محدوده مي‌شود، اما تحريک شدن فيبرهاي نـزديـک يـا قطور به خاطر اثر تحريکي خود پيش‌پـالس، مقدار اين دامنه را از بالا مـحـدود مي‌کند و به ايـن ترتيب خود پيش‌پـالس هدف، استفاده از آن را نقض مي‌کند.



(الف)



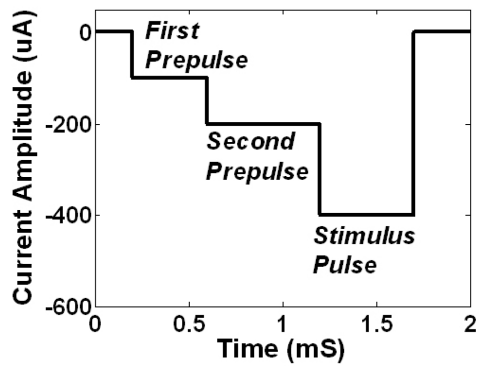
(ب)

شكل ۵- مـحـدودة فيبرهاي مقـاوم شـده از نظر قطر بـر حسب (الف) عـرض و (ب) دامنة پيش‌پالس مستطيلي

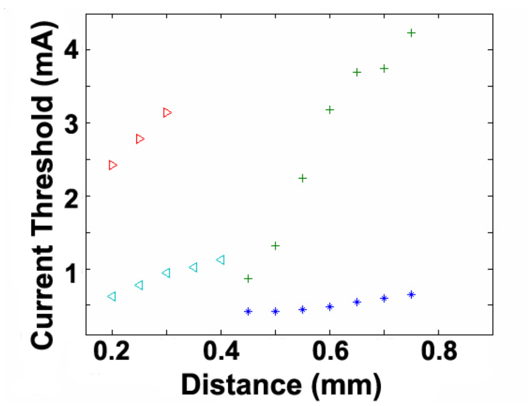
(فاصلة فيبـر از الـکترود ۲۵۰ ميکرومتـر در نظـر گرفته شـده اسـت. در قسمت "الف"، دامنـة پـيش‌پــالس ۱۰۰ ميکروآمپــر و در قسـمت "ب"، عـرض پيـش‌پـالس ۷۰۰ ميکـروثـانيه است. خـط‌چين در قسـمت "ب"، مـحـدودة فيبرهايي است کـه به خاطر خود پيش‌پالس تحريك شده‌اند.)

براي حل اين مشكل مي‌توان ابتدا پيش‌پـالسي بـا دامنة كم به محيط اعمال كرد تـا فيبرهاي نزديك به الـكـتـرود در مقابل تحريك‌هاي قوي تر مقاوم شوند، سپس پيش‌پـالسي با دامنه‌اي بالاتر اعمـال كرد تـا فيبرهاي دورتر نيز مقـاوم شوند. در اين حالت به خاطر اعمـال پيش‌پالس اول،

پيش‌پالس دوم نمي‌تواند فيبرهاي نـزديـك را فعال كـنـد. بر ايـن اساس، استفاده از پـيـش‌پـالس پـله‌اي مي‌تواند قـابليت انتخـاب بيشتري را در تحريك الكتريكي فراهم كند. شكل موج پله‌اي شـامل دو يـا چنـد پيش‌پالس متوالي است (شكل ۶- الف). پيش‌پالس اول، با بالا بردن آستانة تحريک باعث مي‌شود كه بتوان پيش‌پـالس دوم را بدون اينكه عامل پيدايش پتـانسيل عمل شود، با دامنة بيشتري اعمال نمود تـا به كمک آن، عمق اثر پيش‌پـالس‌ها را بيشتر كرد و محدودة فيبرهاي مقاوم شده را گسترش داد. به همين ترتيب، پيش‌پـالس‌هاي بعدي نيز عمق نـاحية غيرفعال شده را بيشتر مي‌كنند.



(الف)

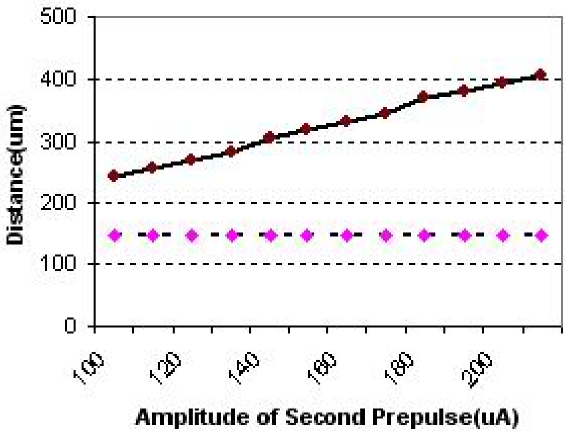


(ب)

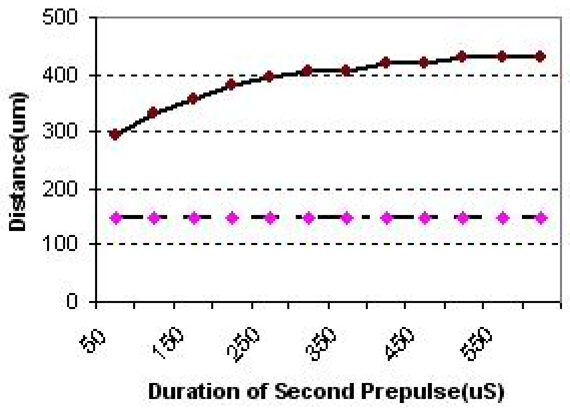
شكل ٦- الف: شكل‌موج تـحريـک با دو پـيـش‌پـالس(مـحـور افقي زمـان و مـحـور عمودي دامنه برحسب ميكروآمپر)، ب: نمودار آستانه - فاصله براي اين نحوه تـحريـک

*: آستـانة تـحريـک، +: آستـانة مسدود شـدن، مثلث‌هاي اشـاره‌كننـده بـه چـپ: آستـانة پيدايش پتـانسيل‌هاي عملي (كـه نمي‌توانند مـنـتـشر شوند) و مـثـلـث‌هاي اشاره‌كننده بـه راسـت: آستـانة انتشار پتـانسيل عمل (بـا مكانيزم تحريك پايان آندي)

شكل ٦- ب نمودار آستانه - فاصله را بـراي تـحريـک پله‌اي با دو پيش‌پـالس نشان مي‌دهد. از مقايسة اين نمودار بـا چند شكل پيشين مشاهده مي‌شود كه حد منطقة مقاوم شده جهش قابل توجهي داشته است.



(الف)

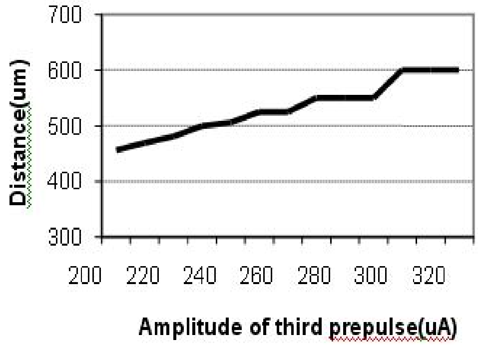


(ب)

شكل ۷- با استفاده از دو پيش‌پـالس، بدون تحريک شدن فيبرهاي دورتر از ۰/۲ ميلي متر محدودة مقـاوم شدن فيبرها تا بيش از ۰/۴ ميلي متر قابل افزايش است. در قسمت "الف"، اين حد بر حسب دامنة پـيش‌پـالس دوم بـه ازاي عـرض ۰/۵ ميلـي‌ثانيـه و در قسـمت "ب" برحسـب عـرض پيش‌پـالس دوم به ازاي دامنة ۱۹۰ ميكروآمپر مشـاهده مـی شـود. دامنـة پـيـش‌پـالس اول، ۱۰۰ ميـكروآمپـر بـراي منحنـي راسـت و ۹۰ ميـكروآمپر بـراي منحني چپ و عرض آن ۰/۵ ميلي‌ثانيه در نظر گرفتـه شده است.

اما آن چنانكه شكل ۷ نشان مي‌دهد، در ايـن حالت نيز تغيير عرض و دامنة پيش‌پالس دوم تأثير زيادي بر حد منطقة مقاوم شده نـدارد. بـا بيشتر شدن دامنـة پيش‌پـالس دوم از مقـدار ماكزيمم نشان داده شده، فيبرهايي در وسط منطقة مقاوم شده در اثر خود پيش‌پالس دوم تـحريـک مي‌شوند. افزايش دامنة

پيش‌پالس اول براي جلوگيري از اين امر، خود باعث تحريك شدن فيبرهاي نزديك مي‌شود. بـا ايـن حال نمودارهاي فوق نشان مي‌دهد كـه ايـن شكل‌مـوج نسبت بـه شكل‌موج قبلـي كارآيي بهتري دارد.



شكل ۸- حد نـاحية غيرفعال شده توسط سه پـيـش‌پـالس متوالي (عرض همة پـيـش‌پـالس‌ها برابر ۰/۵ ميلي‌ثانيه و دامنة آنهـا بـــه ترتيـب ۹۰ و ۱۹۰ ميكروآمپر است.)

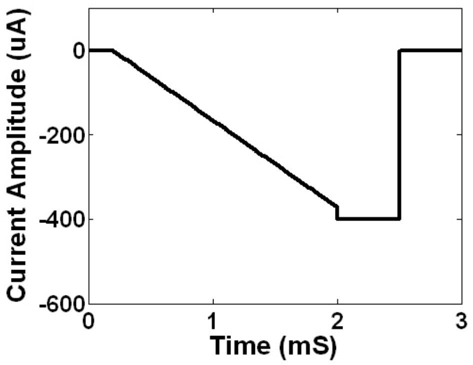
شكل ۸ نيز نمودار مرز نـاحيـة مقـاوم شده بـر حسب دامنـة پيش‌پالس سوم را براي شكل‌موج تـحريـك با سه پيش‌پالس نشان مي‌دهد. در ايـن حالت نيز، جهشي ديگر در فاصلة مرز اين نـاحيه از الكترود ديده مي‌شود، اما ميزان تغييرات با تغيير پارامتر انتخاب شده همچنان كم است.

نتايج بدست آمده نشان مي‌دهد هر چند تكنيك پيش‌پـالس با مقاوم كردن بعضي فيبرهاي نزديك، امكان تـحريـك انتخابي بعضي فيبرهاي دور را فراهم مي‌كند، امـا مـحـدودة فيبرهاي مقـاوم شده و فعال شده چندان قـابـل تغيير و تنظيم نيستند. اين مسأله، كارآيي روش استفاده از پيش‌پـالس را براي بهبود تحريك انتخـابي در كاربردهاي عملي زير سؤال مي‌برد، چرا كه در عمل بـا تـوجـه بـه شرايـط خـاص مسأله و موقعيت فيبرهاي هـدف و غيرهـدف نسبت به الـكـتـرود، بايد بتوان محدودة ناحية مقاوم شده را تنظيم كرد.

اما با بررسي و مقايسة نتايج حاصل از تـحريـك با شكل‌موج شامل پيش‌پـالس و شكل‌موج‌هاي پـله‌اي مشاهـده مي‌شـود اگرچه تغيير پارامترها براي هـر يك از شكل‌موج‌هاي بررسي شده تغيير زيادي را در عمق ناحية مقاوم شده ايجاد نمي‌كند، امـا اضافه شـدن تعداد پله‌ها، هر بار عمق ايـن نـاحيه را بـه مقدار قابل قبولي افزايش مي‌دهد. در حالت حـدي با افزايش تعداد پله‌ها با توجه به محدود بودن دامنه تحريك، شكل‌موج به سمت شكل‌موج خطي ميل مي‌كند. به همين دليل اين ايده مطـرح شد كـه شـايد شكل‌مـوج شيب بـتـوانـد قابليت تغيير بيشتري را در محدودة فيبرهاي مقاوم شده فراهم كند.

نتايج بدست آمده از شبيه‌سازي‌ها اين مسأله را تـأييد مي‌كند. پيش‌پـالس شيب مي‌تواند محدودة وسيعي را تحت تأثير قرار دهد و با تغيير يك پارامتر، امكان تـحريـك انتخابي محدودة وسيعي از فيبرها را فراهم مي‌كند

شكل ۹، شكل‌موج تـحريـک شامل پيش‌پـالس شيب را نشان مي‌دهد.



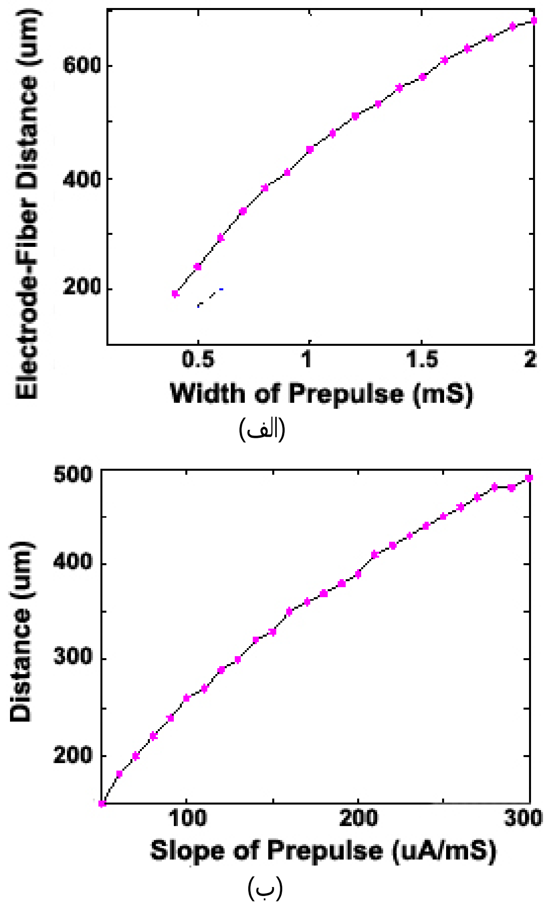
شكل ۹- شكل‌موج تحريک با پيش‌پالس شيب

در شكل ۱۰، مرزهاي نـاحيـة مقـاوم شــده از نظر فـاصله از الكترود در اثر اعمال ايـن تحريك مشاهده مي‌شود. در شكل ۱۰- الف، تأثير عرض پيش‌پالس، وقتي شيب آن ۲۵۰ ميكرومتر بـر ميلي‌ثانيه است، در عمق نفوذ نـاحية مقـاوم شده بـررسي شده است. مشاهده مي‌شود بـا تغيير عرض پيش‌پـالس، عمق نـاحية مقـاوم شده از حدود ۰/۲ تا ۰/۷ ميلي متر قـابل تغيير است. ايـن بـازة تغييرات گسترده، امكان تحريك انتخابي فيبرهاي مختلفي در فاصلة ۰/۲ تا ۰/۷ ميلي متر از الكترود را به صورت انـتـخـابـي ممكن مي‌سازد (با صرف‌نظر كردن از مـحـدودة كوچكي كه در عرض پيش‌پالس كم فيبرها به خاطر پيش‌پالس تحريك شده اند).

شكل ۱۰- ب، گسترة تغييرات مـحـدودة مقـاوم شـده را بـر حسب تغيير شيب پـيـش‌پـالس نشان مي‌دهد. بـا تغيير شيب پيش‌پالس و بـه ازاي عرض پيش‌پـالس برابر با ۱ ميلي‌ثانيه، امكان تحريك انتخـابي فيبرها در محدودة ۰/۱۵ تا ۰/۵

ميلي متر بدون هيچ مشكلي فراهم شده است.

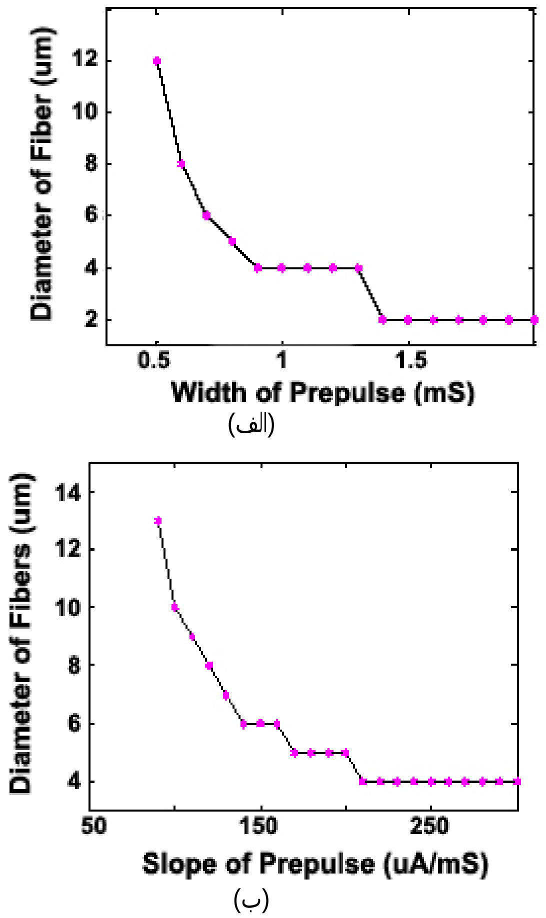
در شكل ۱۱، نمودارها بـراي فيبرهايي بـا قطرهاي مختلف اما به فاصلة ثابت ۲۵۰ ميكرومتر از الكترود مشاهده مي‌شود. در شكل ۱۱- الف، عرض پـيـش‌پـالس و در شكل ۱۱- ب، شيب پـيـش‌پـالس تغيير داده شده است. محدودة فيبرهاي ۲ تا ۱۲ ميكرومتر كـه بـا تغيير عرض پيش‌پالس به طور انتخـابي قابل تـحريـك هستند مـحـدودة وسيعي است كـه قـابليت بسيار مناسبي را بـراي تحريك انتخابي فيبرهاي باريك فراهم كرده است.



شكل ۱۰- مرزهاي نـاحية غيرفعال شده از نظر فاصله از الكترود وقتي از پيش‌پـالس شيب استفاده شده است، بر حسب عرض پيش‌پـالس (الف) و شيب آن (ب)

(قطر فيبرها ۱۱ ميكرومتر در نظر گرفته شـده اسـت. در قسـمت "الـف"، شيب پـيـش‌پـالس برابر ۲۵۰ ميكروآمپر بر ميلي‌ثانيه و در قسـمت "ب"، عرض پيش پالس برابر ۱ ميلي ثانيه است.)

بـه ايـن تـرتـيـب پـيـش‌پالس شيب در مقـايـسه بـا ديـگر پيش‌پـالس‌ها، قابليت انتخاب بهتري را فراهم مي‌كند، چرا كه مـحـدودة عملكرد آن براي فيبرهاي مختلف از نظر فاصله از الـكـتـرود و همچنين از نـظر قطر وسيع تر است، ضمن اينكه انتخاب فيبرهاي هدف در ايـن مـحـدوده تنها بـا تغيير يـك پارامتر ميسر مي‌شود.



شكل ۱۱- مرزهاي ناحية غيرفعال شده از نظر قطر وقتي از پـيـش‌پـالس شيب استفاده شده است، بـر حسب عرض پـيـش‌پـالس (الف) و شيب آن (ب)

(قطر فيبرها ۱۱ مـيـكـرومتـر در نـظـر گــرفته شـده اسـت. در قسـمت "الف"، شيب پـيـش‌پـالس برابر ۲۵۰ ميكروآمپر بر ميلي‌ثانيه و در قسمت "ب"، عرض پيش پالس برابر ۱ ميلي ثانيه است.)

۴- نتيجه‌گيري

در اين مقاله، ابتدا بـا هدف كنترل قابليت انتخاب در تحريك با پـيـش‌پـالس مستطيلي، به بررسي تأثير پارامترهاي مختلف شكل‌موج تـحريـك پرداخته شد. حـد نـاحية مقـاوم شده با افزايش دامنة پيش‌پالس و عرض آن افزايش مي‌يابد. همچنين هرچه تأخير بين پيش‌پـالس و پالس تحريك كمتر باشد، اين

حد بیشتر خواهد بود، اما میزان این تغییرات چندان زیاد نیست و از سوي ديگر، مقدار اين پارامترها از بالا نيز محدود است. دامنة پيش‌پالس بايد براي نزديكترين فيبرها زير حد آستانه باشد. بزرگ بودن عرض پالس از مقداري به بعد، تأثير چنداني بر آستانة تحريک فيبرها ندارد و در ضمن، بزرگ بودن آن به معني اعمال بار الكتريكي بيشتر به بافت است كه در عمل مشكل‌ساز خواهد بود. اشكال ديگر پيش‌پالس مستطيلي، كوچک بودن محدودة اثر آن در فضاي اطراف الكترود مي‌باشد. استفاده از پيش‌پالس مستطيلي براي تحريك انتخابي فيبرهايي با قطرهاي مختلف نيز منجر به نتايج مشابهي شد. با استفاده از اين تكنيك مي‌توان فيبرهايي با قطرهاي ۶ تا ۱۳ ميكرومتر را به طور انتخابي تحريك كرد، اما تحريك انتخابي فيبرهاي باريكتر بدون تحريک شدن فيبرهاي قطور ممكن نيست.

در مرحلة بعد، شكل‌موج‌هاي پله‌اي با دو و سه پله مورد استفاده قرار گرفتند. در اين شكل‌موج‌ها، هر پله باعث مي‌شود تا آستانة تحريک فيبرها اندكي بالاتر رود. سپس پلة بعدي كه دامنة آن به خاطر اعمال پله‌هاي پيشين زير حد آستانه قرار گرفته اعمال مي‌شود تا آستانه را بالاتر و دامنة اثر را بيشتر كند. تغيير پارامترهاي شكل‌موج‌هاي پله‌اي نيز تغيير زيادي در عمق ناحية مقاوم شده ندارد، اما افزايش هر پله، باعث افزايش قابل قبولي در عمق اين ناحيه مي‌شود.

در ادامه، از پيش‌پالس شيب به عنوان حالت حدي پيش‌پالس‌هاي پله‌اي استفاده شد. نتايج نشان مي‌دهد حد ناحية مقاوم شده توسط اين تحريک در محدودة وسيعي قابل تغيير است، بدون اينكه فيبرهايي به خاطر اعمال پيش‌پالس تحريک شوند. محدودة فيبرهايي كه با اين پيش‌پالس به صورت انتخابي قابل تحريك هستند حدود ۳ تا ۵ برابر محدودهايي است كه توسط پيش‌پالس مستطيلي قابل تحريك است. در تحريك انتخابي فيبرهايي با قطرهاي مختلف نيز امكان تحريك به مقدار زيادي افزايش يافته است و فيبرهاي بسيار باريك را هم شامل شده است، به عنوان مثال، با توجه به قطر فيبرهاي كنترل‌كنندة عضلات مثانه و اسفنكتر خروجي آن به نظر مي‌رسد استفاده از پيش‌پالس شيب بتواند جايگزين مناسبي براي روش‌هاي انتخابي باشد كه هم‌اكنون در كاربردهاي كلينيكي براي كنترل اين عضلات استفاده مي‌شود، به خصوص اينكه اين روش‌ها معمولاً روش‌هايي غيرفيزيولوژيك هستند.

اگر چه استفاده از پيش‌پالس كاتدي در عمل نيز آزمايش شده است، اما اشكالي كه بر همة شكل‌موج‌هاي استفاده شده وارد است، بار الكتريكي است كه در هر پريود تحريك به بافت اعمال مي‌شود. اين بار ممكن است در درازمدت هم باعث تخريب بافت و هم خوردگي الكترود شود. براي حل اين مشكل مي‌توان به دنبال شكل‌موج‌هايي بود كه ضمن صفر بودن بار خالص اعمال شده توسط آنها در هر پريود، ويژگي‌هاي انتخابي مورد نظر را نيز داشته باشند.

شكل‌موج‌هاي بررسي شده همگي شكل‌موج‌هاي خاصي هستند كه با توجه به توجيه‌هاي فيزيولوژيك يا منطقي پيشنهاد شده‌اند، در حالي كه در فضاي شكل‌موج‌هاي ممكن براي تحريك الكتريكي ممكن است بتوان شكل‌موج‌هاي ديگري را يافت كه ويژگي‌هاي بهتر و قابليت انتخاب بيشتري را فراهم كنند.

علاوه بر اين، در شبيه‌سازي‌هاي انجام شده، هر چند براي جريان‌هاي يوني و فيبر عصبي از مدل‌هاي غيرخطي و نزديك به واقع استفاده شده، اما مدل هادي حجمي كه مورد استفاده قرار گرفته، مدل ساده‌اي است. با استفاده از آناليز المان محدود مي‌توان مدل‌هاي پيچيده‌تري را كه تطابق بيشتري با بافت عصبي داشته باشد، مورد استفاده قرار داد و به نتايج قطعي‌تري رسيد.

مراجع

[1] Bak M, Girvin JP, Hambretch FT, Kufta CV, Loeb GE, Schmidt EM; Visual sensations produced by intracortical microstimulation of the human occipital cortex; Med Biol Eng Comput 1991; 28:257-259.

[2] Clark GM, Tong YC, Patrick JF; Cochlear Prostheses; New York: Churchill Livington; 1990.

[3] Hambrecht FT; Neural prosthesis; Ann Rev Biophys Bioeng 1979; 8:239-267.

[4] Popovic MR, Keller T, Pappas IPI, Dietz V, Morari M; Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses; IEEE Eng Med Biol Mag 2001; Jan/Feb:82-93.

[5] Creasey GH; Electrical stimulation of sacral roots for micturition after spinal cord injury; Urol Clin N Amer 1993; 20:505-515.

[٦] پورميرجعفري فيروزآبادي سيد محمد؛ تحريک الکتريکي نخاع و مدلسازي پاسخ عضله به تحريک؛ رسالة دکتراي مهندسي برق گرايش مهندسي پزشکي، دانشگاه تربيت مدرس، ۱۳۷۶.

[7] Grill WM, Mortimer JT; Stimulus waveforms for selective neural stimulation; IEEE Eng Med Biol Mag 1995; 14:375-385.

[8] Abeyratne UR, Adnan SM; A novel scheme for the selective stimulation of nerve fibers using nonlinear properties of action potentials; Critical Reviews in Biomed Eng 2000; 28(1&2):95-101.

[9] Deurloo KEI, Holsheimer J, Boom HBK; Transverse tripolar stimulation of peripheral nerve: A modeling study of spatial selectivity; Med Biol Eng Comput 1998; 36:66-74.

[10] Tai C, Booth AM, Robinson CJ, de Groat WC, Roppolo JR; Multimictoelectrode stimulation within the cat L6 spinal cord: Influences of electrode combinations and stimulus interleave time on knee joint extension torque; IEEE Trans Rehab Eng 2000; 8(1):1-9.

[۱۱] مندولکاني م، شرافت ا.ر، هاشمي گلپايگاني م.ر، فيروزآبادي م؛ تحريک الکتريکي نخاع با چند الکترود: شبيه‌سازي توزيع پتانسيل الکتريکي و آزمايش؛ فصلنامة علمي- پژوهشي دانشور ۱۳۷۸؛ ۲۳: ۵۹-۷۲.

[12] Grill WM, Mortimer JT; The effect of stimulus pulse duration on selectivity of neural stimulation; IEEE Trans Biomed Eng 1996; 43(2):161-166.

[13] Fang ZP, Mortimer JT; A method to effect physiological recruitment order in electrical activated muscle; IEEE Trans Biomed Eng 1991; 38(2):175-179.

[14] Fang ZP, Mortimer JT; Selective activation of small motor axons by quasitrapezoidal current pulses; IEEE Trans Biomed Eng 1991; 38(2):168-174.

[15] Grill WM, Mortimer JT; Inversion of the current-distance relationship by transient depolarization; IEEE Trans Biomed Eng 1997; 44(1):1-9.

[١٦] حقي‌پور س، فيروزآبادي م، جان‌احمدي م؛ مقايسة اثر ولتاژهاي تحريکي شبه ذوزنقه‌اي و راست‌گوشه بر روي فعاليت الکتريکي کانال‌هاي وابسته به ولتاژ سديمي و پتاسيمي مدل سلول تحريک‌پذير؛ مجله فيزيک پزشکی ايران؛ پاييز ۱۳۸۲؛ ۲: ۹-۱۴.

[۱۷] مهنام ا، فيروزآبادي م، هاشمي گلپايگاني م.ر؛ بررسي تأثير پارامترهاي پيش‌پالس کاتدي در تحريک انتخابي فيبرهاي مايلين‌دار و استخراج شکل‌موج جديدي براي تحريک الکتريکي انتخابي؛ دهمين کنفرانس مهندسي پزشکي؛ تهران؛ ۱۳۸۱.

[18] Rattay F; Analysis of models for extracellular fiber stimulation; IEEE Trans Biomed Eng 1989; 36:676-682.

[19] Rattay F, Aberham M; Modeling membranes for functional electrical stimulation; IEEE Trans Biomed Eng 1993; 40(12).

[20] Rattay F; Analysis of the electrical excitation of CNS neurons; IEEE Trans on Biomed Eng 1998; 45(6):766-772.

[21] Warman EN, Grill WM, Durand D; Modeling the effect of electric fields on nerve fibers: Determination of excitation thresholds; IEEE Trans Biomed Eng 1992; 39(12).

[22] McNeal DR; Analysis of a model for excitation of myelinated nerve; IEEE Trans Biomed Eng 1976; 23:329-337.

[23] Chiu SY, Retchie JM, Rogast RB, Stagg D; A quantitative description of membrane current in rabbit myelinated nerve; J Physiol 1979; 292:149-166.