

# ارزیابی پاسخ فیبرهای عصبی در پاسخ به تحریک با جریان‌های تداخلی با شبیه‌سازی کامپیوتری

مهسا آقارضایی<sup>۱</sup>، امین مهنام\*

## مقاله پژوهشی

### چکیده

**مقدمه:** جریان تداخلی یکی از محبوب‌ترین جریان‌های مورد استفاده در الکتروتراپی است. علی‌رغم این محبوبیت، مطالعات اندکی به بررسی نحوه‌ی متأثر شدن فیبرهای عصبی از این نوع تحریک پرداخته‌اند. هدف این مطالعه توسعه مدلی نزدیک به واقع برای شبیه‌سازی اثر جریان تداخلی بر فیبرهای عصبی و استفاده از آن جهت بررسی الگوی مکانی و زمانی فعالیت آن‌ها در پاسخ به این جریان بوده است. اثر فرکانس مدولاسیون بر فعالیت عصبی حاصل نیز بررسی شده است.

**مواد و روش‌ها:** در این مطالعه مدلی از بافت بدن شامل لایه‌های پوست، چربی و ماهیچه در نرم‌افزار COMSOL پیاده‌سازی شد تا توزیع پتانسیل حاصل از اعمال جریان بدست آید. سپس از مدل دقیق MRG برای فیبرهای حسی و حرکتی استفاده شد و پاسخ آن‌ها در محل‌های مختلفی از مدل برای فرکانس حامل ۴ کیلوهرتز، مدولاسیون ۵۰ تا ۲۵۰ هرتز و دامنه ۱ تا ۹۹ میلی‌آمپر بررسی شد.

**یافته‌ها:** در پاسخ به تحریک، فیبرهای حسی که از زیر الکترودها گذر می‌کنند، مسدود می‌شوند ولی فیبرهای حسی و حرکتی در محل‌های دیگر از بافت فعال می‌شوند. الگوی زمانی فعالیت فیبرها وابسته به دامنه‌ی تحریک و فرکانس مدولاسیون یا به صورت یک الگوی متناوب شامل دوره‌های آتش - سکوت و یا به صورت آتش پیوسته با فرکانسی برابر با فرکانس مدولاسیون یا دو برابر آن است. هرچند در یک عمق مشخص آستانه‌ی تحریک در مکان‌های مختلف نسبت به الکترودها متفاوت است، اما فیبرها حتی در خارج از ناحیه‌ی محصور بین الکترودها نیز فعال می‌شوند.

**نتیجه‌گیری:** نتایج این مطالعه توجیه‌کننده‌ی کاهش آزرده‌گی ناشی از اعمال جریان تداخلی در محل الکترودها است و احتمال اثرگذاری جریان بر بافت‌های غیر هدف را به هنگام تحریک تداخلی نشان می‌دهد. همچنین تأییدکننده‌ی ادعاهای سنتی مبنی بر نقش فرکانس مدولاسیون در تعیین فرکانس آتش شدن فیبر عصبی است.

**کلید واژه‌ها:** الکتروتراپی، تحریک الکتریکی و راپوستی، فیبر عصبی، جریان‌های تداخلی، شبیه‌سازی.

**ارجاع:** آقارضایی مهسا، مهنام امین. ارزیابی پاسخ فیبرهای عصبی در پاسخ به تحریک با جریان‌های تداخلی با شبیه‌سازی کامپیوتری. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۳؛ ۱۰(۲): ۳۱۵-۳۲۷

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۳/۴/۱

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۹/۱۴

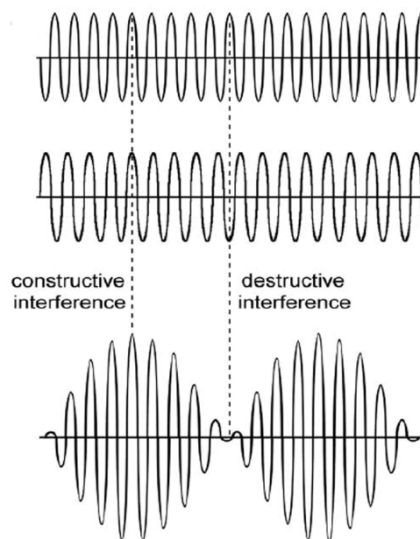
\* استادیار مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان. (نویسنده مسؤل)

Email: mahnam@eng.ui.ac.ir

۱- کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان.

## مقدمه

الکتروتراپی مجموعه‌ای از روش‌های درمانی است که در آن‌ها به نوعی از انرژی الکتریکی برای درمان یا کاهش تظاهرات بیماری‌ها استفاده می‌شود. در الکتروتراپی برای تحریک الکتریکی و راپوستی روش‌های مختلفی وجود دارد که یکی از آن‌ها، استفاده از جریان‌های تداخلی ( Interferential Current یا بصورت مخفف، IFC) است (۱). جریان‌های تداخلی که اولین بار در سال ۱۹۵۰ توسط دکتر Hans Nemeck در اتریش معرفی شد، از تداخل دو جریان متناوب با فرکانس متوسط، که اندکی با هم اختلاف فرکانس دارند، ایجاد می‌شود (مثلاً ۴۰۰۰ و ۴۱۵۰ هرتز). به فرکانس پایه‌ی این دو جریان، فرکانس حامل گفته می‌شود (در این مثال ۴۰۰۰ هرتز). موج حاصل از تداخل این دو جریان که جریان تداخلی یا جریان مدوله شده نام دارد (شکل ۱) در فرکانس متوسط است اما دامنه‌ی آن دارای نوساناتی در فرکانس پایین است که فرکانس مدولاسیون دامنه ( Amplitude Modulation Frequency) نامیده می‌شود و برابر با اختلاف فرکانس دو جریان تداخل کننده است (۱،۲).



شکل ۱: شکل‌گیری جریان تداخلی در اثر تداخل دو جریان سینوسی (۳).

در استرالیا، انگلستان و دیگر کشورهای اروپایی، جریان تداخلی به عنوان محبوب‌ترین نوع تحریک الکتریکی مورد استفاده در کاربردهای بالینی گزارش شده است (۴). علت این محبوبیت، اعتقادات سنتی مبتنی بر تجربه است که تحریک بافت‌های عمقی را با استفاده از این جریان‌ها امکان پذیر می‌داند. در تحریک تداخلی دو جریان متناوب با فرکانس متوسط در سطح پوست اعمال می‌شوند، این دو جریان به علت فرکانس نسبتاً زیادی که دارند، مقاومت خازنی پوست را کاهش داده و عبور جریان از پوست و رسیدن آن به بافت عمقی را تسهیل می‌کنند. طبق استدلال‌های شهودی، این دو جریان در بافت عمقی (مکان مورد علاقه برای اثرگذاری تحریک) با هم تداخل می‌یابند و جریان مدوله شده‌ای را شکل می‌دهند که منجر می‌شود، فیبرهای عصبی در فرکانسی برابر با فرکانس مدولاسیون تحریک شوند (۲). برخی از کاربردهای متنوع این روش تحریک عبارتند از تحریک عضله، تسکین درد، کنترل بی‌اختیاری، تنظیم گردش خون، کاهش ورم و التهاب و درمان اختلالات عصبی (۱). کاهش احساس آزدگی و درد بیمار حین اعمال تحریک از جمله مزایای مطرح برای تحریک تداخلی است (۲،۴).

با وجود این محبوبیت بالینی، مطالعات نظری و تجربی محدودی وجود دارد که به طور دقیق به بررسی مکانیزم تحریک با این جریان‌ها پرداخته باشند. Abulkhair و همکارانش با اندازه‌گیری توزیع پتانسیل ناشی از تحریک، عمق نفوذ جریان تداخلی را بررسی کرده‌اند و نتیجه گرفتند که برخلاف نظرات سنتی، در محلی روی نیمساز محورهای تحریک بیشترین احتمال تحریک شدن فیبرها وجود دارد (۵). Treffene و همکارانش نیز با اندازه‌گیری میزان تداخل جریان‌های سینوسی، انتشار جریان‌های تداخلی را در محیط آبی همگن بررسی و مشاهده کردند که عمق مدولاسیون ناشی از تداخل، بر روی نیمساز محورهای تحریک برابر ۱۰۰٪ اما روی محورهای تحریک، برابر صفر است (۶). در اکثر مقالات مرتبط با جریان‌های تداخلی، مقدار فرکانس مدولاسیون عامل اثرات درمانی متفاوت با جریان‌های تداخلی

بالینی، الگوی مکانی و زمانی فعال شدن فیبرهای حسی و حرکتی در پاسخ به جریان‌های تداخلی، اثر عمق بر آستانه‌ی تحریک و نیز اثر فرکانس مدولاسیون بر الگوی زمانی فعالیت فیبر عصبی مورد بررسی قرار گرفته است.

### مواد و روش‌ها

در این مطالعه، تحریک الکتریکی فیبرهای عصبی در یک محیط ناهمگن و محدود که دارای مشخصات هدایتی بافت زنده است، شبیه‌سازی شد. برای مدل‌سازی فیبر عصبی از مدل دقیق MRG (به نام ارابه کنندگان آن، McIntyre, Richardson, Grill) (۱۱) و نرم‌افزار NEURON نسخه‌ی ۷/۱ (۱۲) استفاده شد. این نرم‌افزار یک محیط شبیه‌سازی را به منظور ایجاد مدل‌های محاسباتی برای نورون‌ها و شبکه‌های نورونی فراهم می‌کند. مدل MRG مدلی برای فیبرهای میلین‌دار اعصاب محیطی است. Kuhn و همکارانش نشان دادند که آستانه‌های به دست آمده توسط این مدل در تحریک الکتریکی و راپوستی مطابقت بسیار زیادی با مقادیر تجربی دارند (۱۳). فیبرهای حسی و حرکتی مورد تحریک در یک استوانه که مدل‌کننده‌ی اندام مورد تحریک است، قرار داده شدند. مشخصات هندسی و هدایت الکتریکی این استوانه، الکترودهای واقع بر سطح آن و توزیع پتانسیل الکتریکی در حجم استوانه ناشی از اعمال جریان، توسط ماژول AC/DC در نرم‌افزار COMSOL Multiphysics نسخه‌ی ۴/۳ شبیه‌سازی شد. در این نرم‌افزار مدل‌سازی یک فرآیند و حل آن به کمک معادلات مشتقات جزئی و روش المان محدود صورت می‌گیرد. ماژول AC/DC یک بخش از نرم‌افزار است که به کمک آن می‌توان انتشار جریان الکتریکی را در یک محیط هادی در دو یا سه بعد تحلیل کرد.

اندام مورد تحریک به صورت استوانه‌ای به قطر ۸ cm و طول ۴۰ cm تعریف و محور آن در امتداد محور x قرار داده شد (شکل ۲). مطابق با بافت زنده که از سطح پوست تا رسیدن به بافت عضلانی دارای سه لایه به نام‌های Epidermis, Dermis و Hypodermis است (۱۵)، در این مطالعه نیز برای بافت شبیه‌سازی شده، سه لایه‌ی مختلف با

دانسته شده است. اما Palmer و همکارانش با بررسی اثر فرکانس مدولاسیون بر آستانه‌ی تحریک اعصاب، مقدار این فرکانس را کم اهمیت تلقی کرده و ادعای فوق را به چالش کشاندند (۷). Manzori و همکارانش با شبیه‌سازی اثر جریان‌های تداخلی بر مدلی از فیبر عصبی نتیجه گرفتند که فیبرهای عصبی روی نیمساز دو محور تحریک فعال می‌شوند، اما روی محورهای تحریک مسدود می‌شوند (۸) اما در این مطالعه برای غشاء فیبر عصبی از مدل CRRSS (۹) استفاده شده است که مدل دقیقی برای فیبرهای اعصاب محیطی نیست و به هنگام تحریک و راپوستی، آستانه‌ها را بیش از مقدار واقعی برآورد می‌کند (۱۰). هم‌چنین مقدار پارامترهای تحریک نظیر فرکانس حامل، قطر فیبر و فرکانس مدولاسیون دامنه به طور دلخواه انتخاب شده به طوری که با مقادیر مورد استفاده در کاربردهای بالینی مطابقت ندارد. در عین حال جزییات الگوی زمانی فعالیت فیبرهای عصبی و اثر پارامترهای تحریک نظیر فرکانس مدولاسیون دامنه مورد بررسی قرار نگرفته است.

علی‌رغم محبوبیت بالینی جریان‌های تداخلی، هنوز هم در مورد مکانیزم تحریک با این جریان‌ها، تأثیر پارامترهای تحریک، نحوه‌ی متأثر شدن فیبرهای عصبی از این تحریک و نیز الگوی زمانی و مکانی آن‌ها در پاسخ به جریان‌های تداخلی، ابهامات زیادی وجود دارد و علی‌رغم استدلال‌های شهودی، مطالعات دقیقی در این زمینه وجود ندارد. از همین رو تصمیم گرفته شد تا از طریق یک مطالعه‌ی مبتنی بر شبیه‌سازی، مکانیزم تحریک با این جریان‌ها ارزیابی گردد که با توجه به فقدان مطالعات مبتنی بر شبیه‌سازی در این زمینه، کار نو و تازه‌ای به حساب می‌آید و می‌تواند نقطه‌ی شروعی برای مطالعات شبیه‌سازی در حوزه‌ی جریان‌های تداخلی باشد و به توسعه‌ی کاربردهای درمانی این جریان‌ها و نیز ارابه‌ی راه‌کارهایی جهت بهینه‌سازی اثر این جریان‌ها کمک کند. در مطالعه‌ی پیش رو با انتخاب یک مدل دقیق برای فیبر عصبی و قرار دادن آن در محیطی دارای مشخصات هدایتی بافت زنده و انتخاب پارامترهای تحریک مطابق با کاربردهای

مورد جریان‌های تحریک فرض شد، فرکانس حامل در تمام شبیه‌سازی‌ها ۴ KHz و فرکانس مدولاسیون دامنه ۱۵۰ Hz باشد.

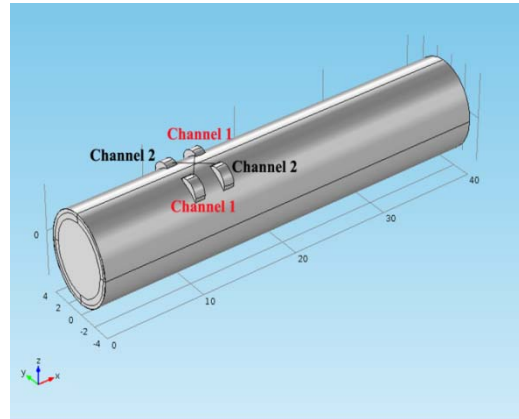
برای استفاده از ماژول AC/DC به منظور یافتن توزیع پتانسیل الکتریکی ناشی از اعمال جریان، لازم است برای هر یک از لایه‌های بافت مقدار دو پارامتر مشخص گردد که عبارتند از هدایت ( $\delta$  (s/m) و ضریب دی‌الکتریک ( $\epsilon_r$ ) (۱۸). در هنگام اعمال جریان تداخلی بر سطح پوست، از الکترودهای لاستیکی (عایق) که سطح آن‌ها با آب یا ژل مخصوص خیس شده است، استفاده می‌شود. لذا فرض شد، الکترودها عایق هستند و جریان الکتریکی تنها از سطح زیرین آن‌ها که در تماس با بافت است، به سطح پوست اعمال می‌شود و برای تعیین مشخصات الکتریکی آن‌ها از خواص الکتریکی مواد عایق و برای لایه‌ی پوست (نشان داده شده در شکل ۳) نیز از مشخصات الکتریکی پوست خیس در فرکانس ۴۰۰۰ هرتز استفاده شد (۱۸، ۱۹). برای تعیین مشخصات الکتریکی لایه‌های چربی و عضله نیز به ترتیب از خواص الکتریکی بافت چربی و بافت عضلانی در فرکانس ۴۰۰۰ هرتز استفاده شد (۱۸، ۱۹). در جدول ۱ مقادیر  $\delta$  و  $\epsilon_r$  برای هر یک از لایه‌ها ذکر شده است.

جدول ۱: مقادیر هدایت و ضریب دی‌الکتریک برای لایه‌های مختلف بافت شبیه‌سازی شده

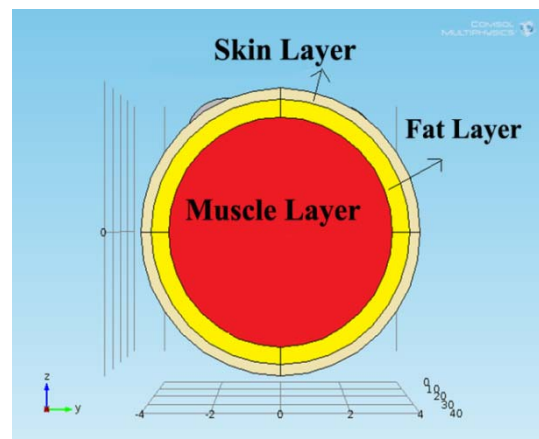
	$\delta$ (s/m)	$\epsilon_r$
لایه‌ی پوست	$0.01138$	۳۰۲۵۹
لایه‌ی چربی	$0.23489$	۳۸۷۶/۲
لایه‌ی عضله	$0.3352$	۶۸۱۵۷
الکترودها	$3/5 \times 10^{-9}$	۳

در این مطالعه فرض شد، فیبرهای حرکتی در تمام شبیه‌سازی‌ها از نوع A- $\alpha$  باشند (۱۶). برای مدل کردن آن‌ها توسط مدل MRG، قطر فیبر  $16 \mu\text{m}$ ، طول آن ۳۰ cm و تعداد گره‌های رانویه ۲۰۰ عدد در نظر گرفته شد. همچنین فرض شد، فیبرهای حسی مورد تحریک از نوع فیبرهای حسی A- $\beta$  باشند (۱۶). با توجه به اینکه این فیبرهای حسی

ضخامت‌هایی برابر با مقادیر واقعی آن در بافت زنده (۱۵)، در نظر گرفته شد (شکل ۳).



شکل ۲: استوانه‌ی شبیه‌سازی شده در COMSOL و موقعیت الکترودها بر سطح آن.



شکل ۳: لایه‌ی پوست به ضخامت ۰/۳ cm نماینده‌ی مجموع دو لایه‌ی Epidermis و Dermis است. لایه‌ی چربی به ضخامت ۰/۵ cm نماینده‌ی لایه‌ی hypodermis (یا چربی زیرپوستی) است. لایه‌ی عضله نماینده‌ی بافت عضلانی است.

برای اعمال جریان‌های تداخلی از الکترودهای سطحی در آرایش چهار قطبی (۲، ۱۴) که بر روی سطح این بافت استوانه‌ای شکل قرار دارند، استفاده شد (شکل ۲). اکثر دستگاه‌های جریان تداخلی از فرکانس ۴ KHz به عنوان فرکانس حامل استفاده می‌کنند و فرکانس مدولاسیون در بازه‌ی ۱-۲۵۰ Hz قابل انتخاب است (۱، ۲). بر این اساس در

واحد توسط کانال یک و اعمال جریان واحد توسط کانال دو می‌باشند.  $V_1$  بیانگر پتانسیل ناشی از اعمال یک جریان سینوسی با فرکانس  $f_1$  و دامنه‌ی Amp توسط کانال یک و  $V_2$  بیانگر پتانسیل ناشی از اعمال یک جریان سینوسی با فرکانس  $f_2$  و دامنه‌ی Amp توسط کانال دو در نقطه‌ای به مختصات  $(x, y, z)$  از استوانه در زمان  $t$  است.  $V$  نیز بیانگر پتانسیل ناشی از اعمال یک جریان تداخلی در نقطه‌ای به مختصات  $(x, y, z)$  از استوانه در زمان  $t$  است. نهایتاً توزیع پتانسیل ناشی از اعمال جریان تداخلی که توسط COMSOL به دست آمد، در مدل MRG در نرم‌افزار NEURON به عنوان پتانسیل خارج سلولی فیبر عصبی استفاده شد و پاسخ آن به تحریک تداخلی مورد ارزیابی قرار گرفت. برای حل معادلات مشتقات جزئی در COMSOL، لازم است استوانه‌ی تعریف شده، شبکه‌بندی شود. برای شبکه‌بندی استوانه، حداقل و حداکثر سائز المان‌های شبکه به ترتیب  $0.005$  cm و  $3/2$  cm در نظر گرفته شد. برای حل معادلات دیفرانسیلی در نرم‌افزار NEURON از روش پیش-فرض به نام Backward Euler که عرض پله‌های زمانی در آن ثابت است، استفاده شد و با توجه به مقدار فرکانس حامل جریان‌های تحریک، مقدار  $dt$ ،  $0.001$  میلی‌ثانیه انتخاب گردید.

از گیرنده‌های مکانیکی پوست منشأ می‌گیرند و با در نظر گرفتن موقعیت مکانی این گیرنده‌ها، می‌توان استنباط کرد که این فیبرها به طور تقریبی زیر لایه‌ی Dermis یعنی در بافت چربی زیر پوستی واقع باشند. برای مدل کردن این فیبرهای حسی با مدل MRG، قطر فیبر  $8/7 \mu\text{m}$ ، طول آن  $30$  cm، تعداد گره‌های رانویه  $300$  عدد و مکان آن‌ها در لایه‌ی چربی در نظر گرفته شد. در تمام شبیه‌سازی‌ها فیبرها در راستای طولی در امتداد محور استوانه (محور  $x$ ) قرار داده شد و مختصات  $x$  برای نقطه‌ی شروع فیبر در فاصله‌ی  $5$  cm قبل از الکترودهای شماره ۱ دو کانال تنظیم شد.

به منظور به دست آوردن توزیع پتانسیل خارج سلولی برای فیبرهای واقع در استوانه از ماژول AC/DC در نرم‌افزار COMSOL استفاده شد. ایده‌ی اصلی به این صورت است که یکی از الکترودهای کانال یک، جریان ثابت  $1$  A + و دیگری جریان ثابت  $1$  A - را اعمال می‌کند. این در حالی است که الکترودهای کانال دو در این زمان جریانی اعمال نمی‌کنند. سپس به کمک یک تحلیل ایستا، توزیع پتانسیل ناشی از اعمال جریان واحد توسط کانال یک در کل حجم استوانه محاسبه می‌شود. همین کار برای کانال دو نیز تکرار می‌شود. با در نظر گرفتن این که مدل پیاده‌سازی شده یک مدل خطی است و قضیه‌ی جمع آثار در آن برقرار است و با استناد به این موضوع که در فرکانس‌های کم‌تر از  $10$  KHz می‌توان از دینامیک و اثر خازنی بافت بیولوژیک صرف نظر کرد و با تقریب خوبی آن را مقاومتی خالص در نظر گرفت (۱۷)، برای به دست آوردن توزیع پتانسیل ناشی از اعمال جریان‌های متناوب توسط هر دو کانال به طور هم‌زمان، از روابط زیر استفاده شد:

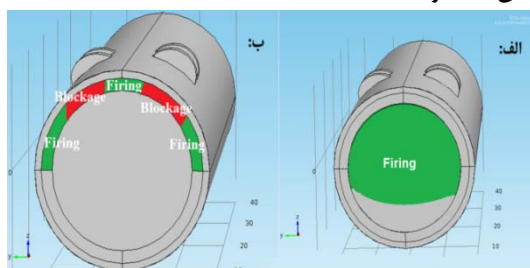
$$V_1(t, x, y, z) = C_1(x, y, z) \times \text{Amp} \times \sin(2\pi f_1 t) \quad (1)$$

$$V_2(t, x, y, z) = C_2(x, y, z) \times \text{Amp} \times \sin(2\pi f_2 t) \quad (2)$$

$$V(t, x, y, z) = V_1(t, x, y, z) + V_2(t, x, y, z) \quad (3)$$

در روابط بالا،  $C_1$  و  $C_2$  به ترتیب بیانگر توزیع پتانسیل در نقطه‌ای به مختصات  $(x, y, z)$  از استوانه در اثر اعمال جریان

اما از آن جا که در اکثر دستگاه‌های جریان تداخلی، ماکزیمم شدت جریان تحریک، ۹۹ mA است، این نواحی جزء منطقه‌ی آتش محسوب نشدند.



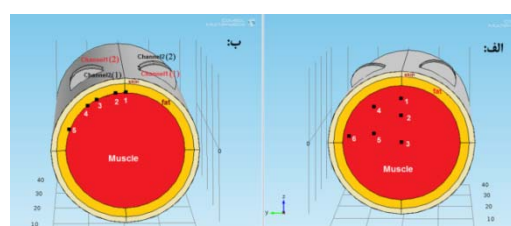
شکل ۵: الف- الگوی مکانی پاسخ فیبرهای حرکتی به تحریک. ب- الگوی مکانی پاسخ فیبرهای حسی.

در مکان‌های ۱، ۲ و ۵ از شکل (۴-ب)، فیبرحسی در پاسخ به تحریک، فعال شد. در مکان‌های ۳ و ۴ از شکل (۴-ب) که فیبر حسی در محل‌هایی از زیر الکترودهای تحریک گذر می‌کند، فیبر در پاسخ به تحریک در ابتدا چند پتانسیل عمل تولید کرده و پس از آن سکوت می‌کند و علی‌رغم وجود تحریک و تغییرات ولتاژ غشا در گره‌هایی که در محل الکترودها واقع هستند، دیگر به تحریک پاسخ نمی‌دهد و به عبارتی مسدود می‌شود (شکل ۶). شبیه‌سازی‌های دیگری انجام داده شد و طی آن مکان‌های بیشتری مورد بررسی قرار گرفت تا بتوان با قطعیت بیشتری در این رابطه اظهار نظر کرد. با بررسی الگوی فعالیت فیبرهای حسی در مکان‌های مورد آزمون، یک توزیع مکانی برای فعالیت فیبرهای حسی به دست آمد که به صورت تقریبی و شماتیک در شکل (۵-ب) نشان داده شده است. بر اساس این الگو می‌توان گفت، چنانچه فیبرهای حسی در لایه‌ی چربی قرار داشته باشند، اگر از زیر الکترودهای تحریک گذر کنند، مسدود می‌شوند و در غیر این صورت فعال می‌شوند. الگوی مسدود شدن برای فیبرهای حسی که از زیر الکترودها عبور می‌کنند، به دامنه‌ی تحریک وابسته نبوده و به ازای دامنه‌های تحریک بالاتر از ۵ mA همین الگو مشاهده گردید.

## یافته‌ها

### - بخش اول: بررسی الگوی مکانی و زمانی فعالیت فیبرهای حسی و حرکتی در پاسخ به تحریک:

در این قسمت ابتدا پاسخ فیبرهای حسی و حرکتی در چند مکان نمونه (نشان داده شده در شکل ۴) بررسی شد.

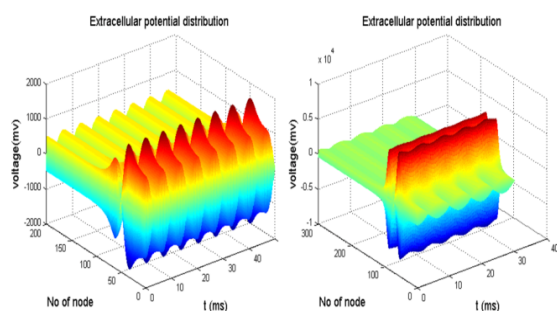


شکل ۴: الف- مکان‌های نمونه برای قراردگیری فیبرهای حرکتی. ب- مکان‌های نمونه برای قراردگیری فیبرهای حسی. در مکان‌های ۱ و ۲ از هر دو تصویر و مکان ۳ از تصویر الف، فیبر عصبی در فضای ما بین الکترودهای تحریک واقع است. در مکان‌های ۴ و ۵ از تصویر الف و مکان‌های ۳ و ۴ از تصویر ب، فیبر عصبی از زیر الکترودها شماره ۱ کانال دو و الکترودها شماره ۲ کانال یک گذر می‌کند. در مکان ۶ از تصویر الف و مکان ۵ از تصویر ب، فیبر عصبی خارج از ناحیه‌ی محصور توسط الکترودهای تحریک واقع است.

در مورد فیبرهای حرکتی به ازای دامنه‌ی تحریک ۳۰ mA، فیبرهایی که در مکان‌های ۱، ۲ و ۴ از شکل (۴-الف) قرار داشتند به علت موقعیت سطحی‌تر و کم‌تر بودن آستانه‌ی تحریک در مورد آن‌ها، فعال شدند، اما فیبرهایی که در مکان‌های ۳، ۵ و ۶ واقع بودند، به علت موقعیت عمقی‌تر و بزرگ‌تر بودن آستانه‌ی تحریک در مورد آن‌ها، فعال نشدند و به تحریک پاسخ ندادند. این در حالی است که به ازای دامنه‌ی تحریک ۶۰ mA در همه‌ی مکان‌ها، فیبر حرکتی فعال شد. در ادامه، علاوه بر مکان‌های نمونه‌ی شکل (۴-الف) مکان‌های متعدد دیگری نیز مورد بررسی قرار گرفت و به این ترتیب یک توزیع مکانی که به طور تقریبی و شماتیک در شکل (۵-الف) نشان داده شده است، برای فعالیت فیبرهای حرکتی به دست آمد. لازم به ذکر است که در نواحی عمقی لایه‌ی عضله (زیر منطقه‌ی آتش در شکل ۵-الف) فیبر به ازای دامنه‌های تحریک بزرگ (بزرگتر از ۱۱۵ mA) فعال می‌شد،

شکل ۷: الگوی آتش پیوسته. الف- فرکانس آتش، ۱۵۰ هرتز یعنی برابر با فرکانس مدولاسیون است. ب- فرکانس آتش، ۳۰۰ هرتز یعنی دو برابر فرکانس مدولاسیون است.

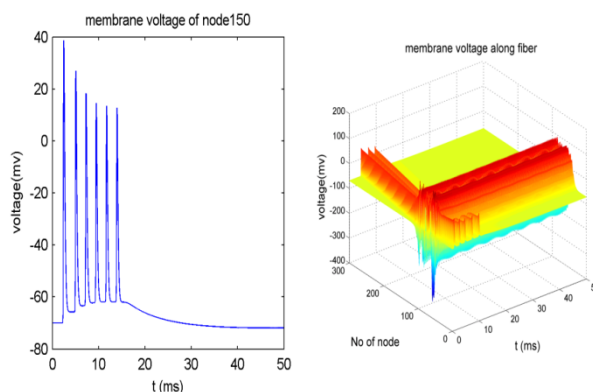
توزیع پتانسیل خارج سلولی برای تمام مکان‌های شکل (۴-الف) و مکان‌های ۱، ۲ و ۵ از شکل (۴-ب)، دارای مدولاسیون دامنه و مشابه الگوی نشان داده شده در شکل (۸-الف) بود. اما در مکان‌های ۳ و ۴ از شکل (۴-ب) که فیبر حسی در پاسخ به تحریک مسدود شد، پتانسیل خارج سلولی به صورت سینوسی و بدون مدولاسیون است (شکل ۸-ب) که به علت فرکانس نسبتاً بالا (فرکانس حامل برابر ۴۰۰۰ هرتز) سبب مسدود شدن فیبر حسی در پاسخ به تحریک گردیده است.



شکل ۸: الف: شکل کلی الگوی توزیع پتانسیل خارج سلولی برای تمام مکان‌های نمونه‌ی شکل (۴-الف) و مکان‌های ۱، ۲ و ۵ از شکل (۴-ب). در این الگو پتانسیل خارج سلولی مدولاسیون دامنه دارد. ب- شکل کلی الگوی توزیع پتانسیل خارج سلولی برای مکان‌های ۳ و ۴ از شکل (۴-ب). در این الگو پتانسیل خارج سلولی بدون مدولاسیون و به صورت سینوسی است.

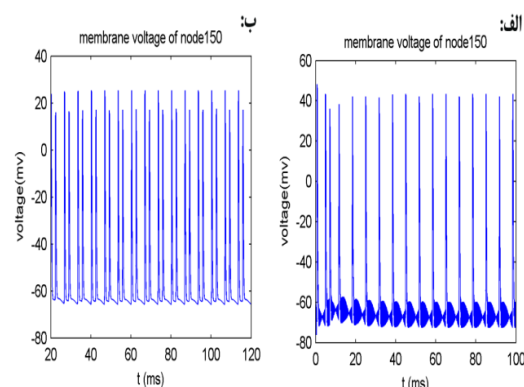
### بخش دوم: اثر عمق بر آستانه‌ی تحریک فیبرهای حرکتی:

در این قسمت، فیبر حرکتی در راستای طولی در امتداد محور استوانه (محور X) و در ۴ عمق مختلف در لایه‌ی عضله و در هر عمق در چند نقطه‌ی متفاوت قرار گرفت و آستانه‌ی

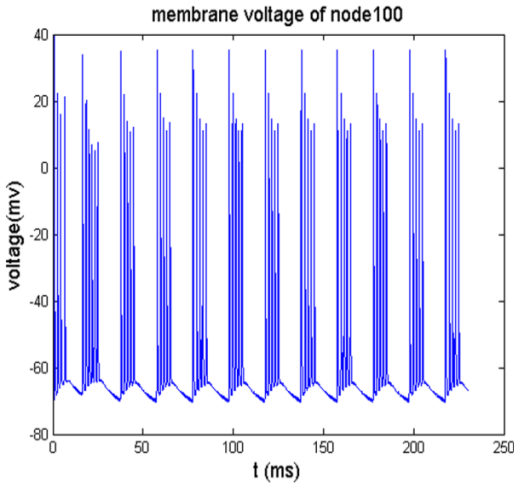


شکل ۶: مسدود شدن فیبر حسی در مکان‌های ۳ و ۴ از شکل (۴-ب).

نکته قابل توجه در بررسی الگوی زمانی فعالیت فیبرهای حرکتی و نیز فیبرهای حسی که از زیر الکترودها نمی‌گذرند، ارتباط فرکانس آتش فیبر با فرکانس مدولاسیون است. به این صورت که به ازای یک دامنه‌ی تحریک مشخص، فرکانس آتش در مکان‌های سطحی‌تر دو برابر فرکانس مدولاسیون دامنه و در مکان‌های عمقی‌تر برابر با فرکانس مدولاسیون است. همچنین در یک مکان مشخص به ازای دامنه‌های تحریک کوچک، فرکانس آتش برابر با فرکانس مدولاسیون است و با افزایش دامنه‌ی تحریک از یک حدی به بعد تا پایان رنج جریان مورد آزمون (یعنی ۹۹ mA) فرکانس آتش دو برابر فرکانس مدولاسیون است. این دو الگوی زمانی در شکل ۷ نشان داده شده است.



آتش - سکوت است (شکل ۱۰)، به طوریکه دوره‌های آتش - سکوت متناظر با فرکانس مدولاسیون تکرار می‌شوند.

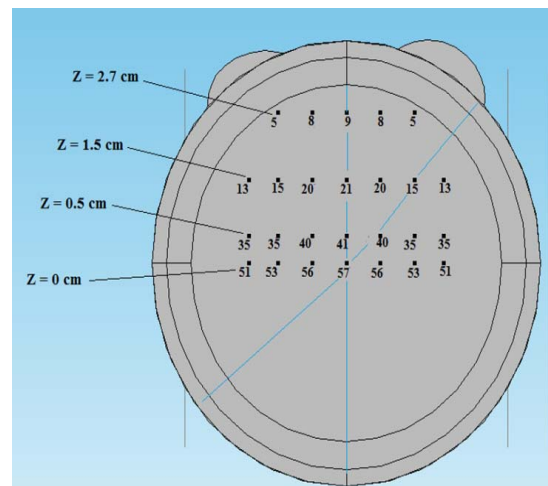


شکل ۱۰: دوره‌های آتش - سکوت به هنگام تحریک فیبری با فرکانس مدولاسیون ۵۰ هرتز. فرکانس تکرار دوره‌های آتش - سکوت، ۵۰ هرتز یعنی برابر با فرکانس مدولاسیون مورد استفاده است.

جدول ۲- مشخصات پاسخ فیبر به ازای فرکانس‌های مدولاسیون مورد آزمون. در نتایج این جدول محدوده‌ی وسیعی از دامنه‌های تحریک (۱ mA تا ۹۹ mA) بررسی شده‌اند.

فرکانس فعالیت در رفتار پیوسته	فرکانس در دوره‌ی آتش	فرکانس تکرار دوره-های آتش- سکوت	الگوی فعالیت	فرکانس مدولاسیون
-	۷۰۰ Hz	۵۰ Hz	متناوب	۵۰ Hz
-	۱۵۰ Hz	۵۷ Hz	متناوب پیوسته	۱۵۰ Hz
۱۵۰ Hz در دامنه‌های تحریک کوچک (۳۰۰ Hz در دامنه‌های تحریک بزرگ)	-	-	-	-
-	۲۵۰ Hz	۵/۶ Hz	متناوب پیوسته	۲۵۰ Hz
۲۵۰ Hz به ازای تمام دامنه‌ها	-	-	-	-

تحریک آن به دست آمد. مقادیر آستانه‌های به دست آمده برای هر مکان در شکل ۹ نوشته شده است. مطابق با مقادیر این شکل، با افزایش عمق، آستانه‌ی فعال شدن فیبرها افزایش یافته است. همچنین در یک عمق مشخص، آستانه‌ها در مکان‌های مختلف، کمی با هم متفاوت است. به طوریکه در هر عمق، فیبرهایی که بر روی قطر عمودی سطح مقطع استوانه واقع اند، بیشترین آستانه را دارند و هرچه به کناره‌های سطح مقطع دایره‌ای شکل نزدیک‌تر شویم، آستانه کاهش می‌یابد.



شکل ۹: آستانه‌ی تحریک فیبر حرکتی در ۴ عمق مختلف. مقادیر آستانه بر حسب میلی آمپر است.

### - بخش سوم: اثر فرکانس مدولاسیون دامنه

برای بررسی اثر فرکانس مدولاسیون بر پاسخ فیبر، فرض شد که یک فیبر حرکتی در مکان ۲ از شکل (۴-الف) واقع است و پاسخ آن به ازای سه فرکانس ۵۰، ۱۵۰ و ۲۵۰ هرتز بررسی و با هم مقایسه گردید. تغییر فرکانس مدولاسیون اثری بر آستانه‌ی تحریک این فیبر نداشت و به ازای هر سه فرکانس، آستانه‌ی تحریک تقریباً ۲۱ mA بود. در جدول ۲ مشخصات پاسخ فیبر به ازای فرکانس‌های مدولاسیون مورد آزمون ارائه شده است. در دستگاه‌های جریان تداخلی، فرکانس مدولاسیون معمولاً در بازه (۱-۲۵۰) Hz قابل انتخاب است (۱). به ازای فرکانس مدولاسیون برابر ۵۰ هرتز، الگوی فعالیت فیبر به صورت یک الگوی متناوب از دوره‌های



## بحث

بر اساس نتایج حاصل از بررسی الگوی مکانی فعالیت فیبرهای حسی و حرکتی چنین استنباط می‌شود که فیبرهای حرکتی که در راستای طولی در امتداد محور استوانه قرار دارند و از نظر عمق در لایه‌ی عضله واقع هستند، در پاسخ به تحریک فعال می‌شوند و در نواحی سطحی‌تر لایه‌ی عضله نسبت به نواحی عمقی‌تر، آستانه‌ی فعال شدن کوچک‌تر است. الگوی مکانی فعالیت فیبرهای حسی در پاسخ به تحریک نیز نشان داد، چنانچه فیبرهای حسی در لایه‌ی چربی قرار داشته باشند، اگر از زیر الکترودهای تحریک گذر کنند، مسدود می‌شوند و در غیر این صورت فعال می‌شوند. الگوی مکانی فعالیت فیبرهای حسی و حرکتی نشان می‌دهد، می‌توان با اعمال جریان تداخلی بر روی سطح پوست، به طور انتخابی فیبرهای حرکتی واقع در بافت عمقی را فعال کرد، و به طور هم‌زمان فیبرهای حسی که از زیر الکترودهای تحریک می‌گذرند را مسدود کرد. مسدود شدن فیبرهای حسی هم‌زمان با فعال شدن فیبرهای حرکتی در بافت عمقی، به معنای کاهش آزرده‌گی ناشی از اعمال جریان در محل الکترودها به هنگام تحریک تداخلی و نیز به معنای قابلیت استفاده از جریان تداخلی برای تحریک بافت‌های عمقی است. هم‌چنین الگوی مکانی به دست آمده برای فعالیت فیبرهای حسی پیشنهاد می‌کند که اگر هدف، تحریک فیبرهای حرکتی در بافت عمقی باشد، هر چه سطح مقطع الکترودهای تحریک بزرگتر باشد، مناسب‌تر است. زیرا به این ترتیب فیبرهای حسی بیشتری در سطح پوست مسدود می‌شوند و در نتیجه آزرده‌گی ناشی از اعمال جریانی با شدت بالا به هنگام تحریک بافت‌های عمقی، برای بیمار کاهش می‌یابد.

فیبر حرکتی که در مکان ۶ از شکل (۴-الف) و فیبر حسی که در مکان ۵ از شکل (۴-ب) یعنی خارج از ناحیه‌ی احاطه شده توسط الکترودهای تحریک واقع بودند نیز در اثر اعمال جریان تداخلی، فعال شدند. این مشاهده، نتایج مطالعه‌ی Abulkhair و همکارانش (۵) را در خصوص وسعت انتشار جریان تداخلی، تأیید می‌کند. یکی از یافته‌های مهم مطالعه‌ی

آن‌ها، انتشار جریان تداخلی به بیرون از ناحیه‌ی محصور توسط چهار الکتروده بود. به طور کلی در ابتدای معرفی جریان تداخلی، Nemece بر این باور بود که جریان تداخلی تنها تحریک‌هایی را در داخل ناحیه‌ی محصور بین چهار الکتروده ایجاد می‌کند (۵). اما در مطالعه‌ی Abulkhair و همکارانش، الکتروده ثبت خارجی که ۵ سانتی‌متر دورتر از ناحیه‌ی محصور توسط الکترودهای تحریک قرار گرفته بود، در اثر اعمال جریان، افزایش ولتاژ نسبت به حالت پایه را ثبت کرد. نتایج مطالعه‌ی Abulkhair و نتیجه‌ی شبیه‌سازی‌های این مطالعه حاکی از آن است که تحریک با جریان تداخلی بر خلاف فرضیات قبلی ممکن است تا بیرون از ناحیه‌ی محصور بین چهار الکتروده نیز گسترش یابد. این یافته احتمال اثرگذاری جریان تداخلی بر روی بافت‌های خارج از این ناحیه یعنی بافتی که قرار نیست توسط جریان تداخلی درمان شود، را افزایش می‌دهد و انجام تحقیقات تجربی بیشتر برای پی بردن به ماکزیمم فاصله‌ی انتشار جریان تداخلی و یافتن اثرات احتمالی آن بر بافت‌های سالم مجاور را پیشنهاد می‌کند.

بررسی دقیق الگوی زمانی فعالیت فیبرها که پیش از این در مطالعه‌ی دیگری صورت نگرفته است از ابتکارات این مطالعه به حساب می‌آید. نکته قابل توجه در بررسی الگوی زمانی فعالیت فیبرهای حرکتی و نیز فیبرهای حسی که از زیر الکترودها نمی‌گذرند، ارتباط فرکانس آتش فیبر با فرکانس مدولاسیون است. به این صورت که به ازای یک دامنه‌ی تحریک مشخص، فرکانس آتش در مکان‌های سطحی‌تر دو برابر فرکانس مدولاسیون دامنه و در مکان‌های عمقی‌تر برابر با فرکانس مدولاسیون است. هم‌چنین در یک مکان مشخص به ازای دامنه‌های تحریک کوچک، فرکانس آتش برابر با فرکانس مدولاسیون است و با افزایش دامنه‌ی تحریک از یک حدی به بعد تا پایان رنج جریان مورد آزمون، فرکانس آتش دو برابر فرکانس مدولاسیون است. این نتایج نشان می‌دهد که با اعمال یک تحریک مشخص بر سطح پوست، بر خلاف انتظار، رفتار فیبرها در مکان‌های مختلف بافت یکسان

در مکان مناسب با کم‌ترین دامنه‌ی ممکن فیبرها را تحریک کرد که این امر هم در کاهش آزرده‌گی بیمار ناشی از اعمال جریان اثرگذار است و هم با کاهش بار تزریقی به بافت، خطر آسیب به بافت را کاهش می‌دهد.

بررسی اثر فرکانس مدولاسیون نشان داد، تغییر فرکانس مدولاسیون اثری بر آستانه‌ی تحریک فیبر ندارد. این مشاهده، یافته‌ی Palmer و همکارانش در خصوص عدم تغییر آستانه-ی تحریک اعصاب با تغییر فرکانس مدولاسیون را تأیید می‌کند (۱۵). آن‌ها در مطالعه‌ی خود برای بررسی اثر و نقش فرکانس مدولاسیون در تحریک تداخلی، آستانه‌های حسی، حرکتی و درد را به ازای فرکانس‌های مدولاسیون مختلف اندازه‌گیری کردند و با مشاهده‌ی آنکه تغییر فرکانس مدولاسیون تفاوت قابل ملاحظه‌ای در آستانه‌ها ایجاد نمی‌کند، بی‌اثر بودن این فرکانس در تحریک با جریان‌های تداخلی را نتیجه‌گیری کردند (۱۵). این در حالی است که در این مطالعه برای پی بردن به نقش فرکانس مدولاسیون علاوه بر بررسی اثر آن بر آستانه‌ی تحریک، الگوی زمانی فعالیت فیبرها به ازای فرکانس‌های مدولاسیون مورد آزمون نیز بررسی شده است. نتایج این بررسی ضمن آن که نشان می‌دهد این الگو متأثر از فرکانس مدولاسیون است، تأثیر این فرکانس در ایجاد رفتارهای متفاوت را نیز تأیید می‌کند. نتایج ارائه شده در جدول ۲ نشان می‌دهد که به ازای فرکانس‌های مدولاسیون کم، الگوی فعالیت فیبر به صورت یک الگوی متناوب از دوره‌های آتش - سکوت است، به طوریکه دوره‌های آتش - سکوت متناظر با فرکانس مدولاسیون تکرار می‌شوند. در فرکانس‌های مدولاسیون بزرگتر، فیبر به ازای دامنه‌های تحریک کوچک، رفتار آتش - سکوت و در دامنه‌های تحریک بزرگتر رفتار آتش پیوسته دارد. به گونه‌ای که در رفتار متناوب، فرکانس فعالیت در دوره‌ی آتش برابر با فرکانس مدولاسیون و در رفتار آتش پیوسته، فرکانس فعالیت فیبر وابسته به قدرت دامنه‌ی تحریک، برابر با فرکانس مدولاسیون یا دو برابر آن است. نتایج این قسمت، ادعاهای

نبوده و همچنین این رفتار متأثر از دامنه‌ی تحریک بوده و با فرکانس مدولاسیون مورد استفاده نیز در ارتباط است.

توزیع پتانسیل خارج سلولی برای تمام مکان‌های شکل (۴-الف)، دارای مدولاسیون دامنه و مشابه الگوی نشان داده شده در شکل (۸-الف) بود. وجود مدولاسیون دامنه در پتانسیل خارج سلولی که منجر به افزایش و کاهش متناوب پتانسیل خارج سلولی شده می‌تواند توجیه کننده‌ی فعالیت پیوسته‌ی فیبرهای حرکتی در پاسخ به تحریک و نیز ارتباط نرخ آتش فیبرعصبی با فرکانس مدولاسیون باشد. علت متفاوت بودن پاسخ فیبرهای حسی در مکان‌های مورد آزمون، متفاوت بودن الگوی توزیع پتانسیل خارج سلولی در این مکان‌ها است. در مکان‌های ۱، ۲ و ۵ از شکل (۴-ب) که فیبر در پاسخ به تحریک به طور پیوسته فعال شد، پتانسیل خارج سلولی دارای مدولاسیون دامنه است (شکل ۸-الف) که با افزایش و کاهش متناوب پتانسیل، سبب آتش شدن فیبر با فرکانسی برابر با فرکانس مدولاسیون یا دو برابر آن گردیده است. اما در مکان‌های ۳ و ۴ از شکل (۴-ب) که فیبر حسی در پاسخ به تحریک مسدود شد، پتانسیل خارج سلولی به صورت سینوسی و بدون مدولاسیون است (شکل ۸-ب) که به علت فرکانس نسبتاً بالا (فرکانس حامل برابر ۴۰۰۰ هرتز) سبب مسدود شدن فیبر حسی در پاسخ به تحریک گردیده است.

بررسی اثر عمق بر آستانه‌ی تحریک فیبرهای حرکتی نشان داد که با افزایش عمق، آستانه‌ی فعال شدن فیبر افزایش می‌یابد. همچنین در یک عمق مشخص، آستانه‌ها در مکان‌های مختلف کمی با هم متفاوت هستند. به طوریکه در هر عمق، فیبرهایی که بر روی قطر عمودی سطح مقطع بافت استوانه‌ای شکل واقع‌اند، بیشترین آستانه را دارند و هرچه به کناره‌های سطح مقطع بافت نزدیک‌تر شویم، آستانه کاهش می‌یابد. نتایج این قسمت انجام تحقیقات بیشتر برای پی بردن به نحوه‌ی قرار دادن صحیح الکترودها در کاربردهای بالینی بسته به آن که بافت هدف کجا واقع است، را پیشنهاد می‌کند. به گونه‌ای که بتوان با قرار دادن الکترودها

تقریب خوبی، بافت را از نظر هدایت الکتریکی به صورت مقاومتی خالص در نظر گرفت.

### پیشنهادها

مشاهده شد، فیبرهای واقع در خارج از ناحیه‌ی احاطه شده توسط الکترودها نیز در اثر اعمال جریان، به طور پیوسته آتش می‌شوند. این یافته نشان می‌دهد که احتمال دارد، جریان تداخلی بتواند بر روی بافت‌های خارج از ناحیه‌ی محصور توسط الکترودها نیز اثر بگذارد، یعنی بافتی که قرار نیست توسط جریان تداخلی درمان شود لذا انجام تحقیقات تجربی بیشتر برای پی بردن به اثرات احتمالی جریان تداخلی بر بافت‌های سالم مجاور پیشنهاد می‌شود. همچنین مشاهده شد، با افزایش عمق، آستانه‌ی فعال شدن فیبرهای حرکتی افزایش می‌یابد و در یک عمق مشخص، آستانه در مکان‌های مختلف متفاوت است لذا انجام شبیه‌سازی‌های بیشتر و دقیق‌تر در این زمینه می‌تواند به نحوه‌ی قرار دادن صحیح الکترودها در کاربردهای بالینی بسته به آن که بافت هدف کجا واقع است، کمک کند.

### تشکر و قدردانی

بدین وسیله از حمایت گروه مهندسی پزشکی دانشکده‌ی فنی و مهندسی دانشگاه اصفهان برای انجام این پروژه، تشکر و قدرانی می‌شود.

سنتی مبنی بر آن که فرکانس مدولاسیون، فرکانس آتش شدن فیبر عصبی را تعیین می‌کند (۳)، تأیید می‌کند.

### نتیجه‌گیری

در این مطالعه تحریک الکتریکی فیبرهای عصبی در یک محیط ناهمگن و محدود که دارای مشخصات هدایتی بافت زنده است، شبیه‌سازی شد و جزئیات الگوی فعالیت فیبرهای حسی و حرکتی در پاسخ به تحریک تداخلی و نیز اثر فرکانس مدولاسیون بر الگوی زمانی فعالیت فیبر مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان داد، می‌توان با اعمال جریان تداخلی بر روی سطح پوست، به طور انتخابی فیبرهای حرکتی واقع در بافت عمقی را فعال کرد و به طور هم‌زمان فیبرهای حسی که از زیر الکترودهای تحریک می‌گذرند را مسدود کرد. لذا با مسدود شدن فیبرهای حسی، آزرده‌گی ناشی از اعمال جریان در محل الکترودها کاهش یافته و تحمل آن تا حدی برای بیمار آسانتر می‌شود. الگوی مکانی فعالیت فیبرهای حسی نشان می‌دهد که اگر هدف، تحریک فیبرهای حرکتی در بافت عمقی باشد، هر چه سطح مقطع الکترودهای تحریک بزرگتر باشد، مناسب‌تر است. زیرا با مسدود شدن تعداد بیشتری از فیبرهای حسی، آزرده‌گی ناشی از اعمال جریان برای بیمار کاهش می‌یابد. الگوی زمانی فعالیت فیبر متأثر از فرکانس مدولاسیون بوده و فرکانس آتش همواره برابر با فرکانس مدولاسیون یا ضربی از آن است. نتایج این مطالعه، ادعاهای سنتی مبنی بر آن که فرکانس مدولاسیون، فرکانس آتش شدن فیبر عصبی را تعیین می‌کند، تأیید می‌کند.

### محدودیت‌ها

مهم‌ترین محدودیت‌هایی که می‌توان برای این مقاله عنوان کرد، شامل موارد زیر می‌باشند:

تقریب‌هایی که برای پیاده‌سازی مدل فیبر عصبی (مدل (MRG)، لحاظ شده است.

صرف نظر کردن از اثر خازنی بافت بیولوژیک با این فرض که در فرکانس‌های کمتر از ۱۰ KHz می‌توان با

**References**

1. Goats G. Interferential current therapy. *Br. J. Sports Med.* 1990; 24(2): 87-92.
2. Marijke H, Els M, Ineke S, Coen van S. Interferential Therapy. Enraf Nonius Company; 2005, pp: 1-14.
3. Ozcan J, Ward AR, Robertson VJ. A comparison of true and premodulated interferential currents. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(3): 409-15.
4. Ward AR. Electrical stimulation using kilohertz-frequency alternating current. *Phys Ther.* 2009; 89(2): 181-90.
5. Abulkhair B, Rayner A, Chipchase L, Souvlis T. Penetration and spread of interferential current in cutaneous, subcutaneous and muscle tissues. *Phys Ther.* 2011; 97(4): 319-26.
6. Treffene RJ. Interferential fields in a fluid medium. *Aust J Physiother.* 1983; 29(6): 209-16.
7. Palmer ST, Martin DJ, Steedman WM, Ravey J. Alteration of interferential current and transcutaneous electrical nerve stimulation frequency: effects on nerve excitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999; 80(9): 1065-71.
8. Manzouri F, Mahnam A, Emadi M, "A computational study to evaluate the mechanism of selectivity in interferential current therapy", proceedings of 18<sup>th</sup> ICBME, Tehran, 2011.
9. Chiu S, Ritchie R, Rogart R, Stagg D. A quantitative description of membrane currents in rabbit myelinated nerve. *J. Physiol.* 1979; 292: 149-66.
10. Wesselink W, Holsheimer J, Boom H. A model of electrical behaviour of myelinated sensory nerve fibers based on human data. *Med Biol Eng Comput.* 1999; 37(2): 228-35.
11. McIntyre C, Richardson A, Grill W. Modeling the excitability of mammalian nerve fibers: influence of afterpotentials on the recovery cycle. *J Neurophysiol.* 2002; 87(2): 995-1006.
12. Carnevale NT and Hines ML, *The NEURON Book*, Cambridge University Press; 2006.
13. Kuhn A, Keller T, Lawrence M, Morari M. A model for transcutaneous current stimulation: simulations and experiments. *Med Biol Eng Comput.* 2009; 47(3): 279-89.
14. Ultima IF4160 Electrode placement and clinical protocols, TensCare co., 2009.
15. Labmert PH, Laurent PE, Intradermal vaccine delivery: will new delivery systems transform vaccine administration?, *Vaccine*, 2008, 26(26):3197-208.
16. Khurana I. *text book of medical physiology*. Elsevier; 2006, 78-9.
17. Ruffini G, Wendling F, Merlet I, Molaee-Ardekani B, Mekonnen A, Salvador R. et al. Transcranial current brain stimulation (tCS): models and technologies. *IEEE transaction on neural systems and rehabilitation engineering.* 2013; 21: 333-45.
18. Kenneth R.F, Dielectric properties of tissues. In: Bronzino J. *The biomedical engineering handbook*. Second edition. CRCpress; 2000, 89:1-12.
19. Gabriel C, Gabriel S and Corthout E, "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey", *Phys. Med. Biol.* 1996, 41:2231-49.

## Simulation of the response of nerve fibers to the applied interferential currents

Mahsa Agharezaee<sup>1</sup>, Amin Mahnam\*

### Original Article

#### Abstract

**Introduction:** Interferential current is one of the most popular kinds of electrical stimulation that are used in electrotherapy. Despite its clinical popularity, there have been limited studies to investigate how this stimulation protocol affects the nerve fibers. This study was aimed to develop a realistic model for the stimulation of nerve fibers by interferential currents and using that to assess the spatial and temporal activation patterns of fibers in response. The effect of the modulation frequency on the resultant neural activity was also evaluated.

**Materials and methods:** A model of the target tissue, including the skin, fat and muscle layers was implemented in COMSOL software to obtain the potential distribution induced by the current inside the tissue. Then the MRG model of the myelinated nerve fibers in NEURON environment was used to simulate the response of fibers at different positions in the tissue. A 4 KHz carrier frequency with the modulation of 1 to 250 Hz and stimulus strength of 1 to 99 mA was used in this study.

**Results:** The sensory fibers that are passing right beneath the electrodes are blocked in response to the applied high frequency currents and cannot conduct the action potentials. The sensory and motor fibers in other positions of the tissue can be activated based on the stimulus amplitude and the modulation frequency. The temporal activation pattern is at frequencies equal or twice of the modulation frequency. The excitation thresholds for fibers in a specific depth of the tissue are different based on their position relative to the electrodes, and even fibers that are outside the borders of the four electrodes can be activated.

**Conclusion:** The results demonstrate how the block of sensory fibers may decrease the patient discomfort, and suggests that non-target fibers outside the region of electrode placement may also be affected by the stimulation. Moreover, the results confirm the traditional claims about role of the modulation frequency in the firing frequency of nerve fibers.

**Key Words:** Electrotherapy, Transcutaneous Electrical stimulation, Nerve fiber, Interferential Current, Simulation.

**Citation:** Agharezaee M, Mahnam A. Simulation of the response of nerve fibers to the applied interferential currents. J Res Rehabil Sci 2014; 10 (2): 315-327

Received date: 5/12/2013

Accept date: 22/6/2014

\* Assistant Professor of Biomedical Engineering, Department of Biomedical Engineering Faculty of Engineering, University of Isfahan. (Corresponding Author) Email: mahnam@eng.ui.ac.ir

1- Master in Biomedical Engineering, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan.