

# ارائه روشی جدید برای مدل‌سازی توزیع پتانسیل الکتریکی حاصل از جریان الکترودهای تحریک در سیستم‌های کاشت

## حلزونی

حامد ساجدی<sup>i</sup>، سید احمد معتمدی<sup>ii</sup>، سید محمد فیروزآبادی<sup>iii</sup>، نازیلا قاسمی کیانی<sup>iv</sup>

### چکیده

اعمال جریان الکتریکی به وسیله الکترودهای کاشته شده با هدف تغییر پتانسیل خارج سلولی و تحریک فیبرهای عصبی باقیمانده، اساس کار سیستم کاشت حلزونی است. روش‌های مرسوم تحلیلی بررسی انتشار جریان الکتریکی و توزیع پتانسیل الکتریکی، به دلیل استفاده از تقریب تقارن کروی امکان اعمال پیچیدگی‌های هندسی و الکتریکی حلزونی را از دست داده‌اند و روش‌های مبتنی بر حل عددی نیز با وجود دقت مناسب، بار محاسباتی گسترده‌ای دارند. در این مقاله پارامترهای هندسی و الکتریکی توصیف کننده مساله به دو پارامتر، یکی برای توصیف تفاوت ضریب هدایت هادی حجمی در قیاس با محیط پیرامونی و دیگری برای بازنمایی ساختار هندسی، کاهش یافته‌اند. با استفاده از این پارامترها و اصلاح روابط توصیف کننده چگالی جریان سطحی، روشی جدید برای به دست آوردن توزیع پتانسیل الکتریکی ارائه شده است که امکان برازش نتایج حاصل از آن به داده‌های واقعی با تنظیم پارامترهای آن وجود دارد. نتایج روش پیشنهادی، با حل عددی ساختار منطبق بر ویژگی‌های آناتومیکی و بیوالکتریکی حلزونی شنوایی، مقایسه شده است. شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد روش ارائه شده در این مقاله دقت بهتری در تخمین توزیع پتانسیل الکتریکی در قیاس با استفاده از تقریب تقارن کروی دارد و به لحاظ پیچیدگی و حجم محاسباتی ساده تر از روش‌های متعارف حل عددی است.

### واژه‌های کلیدی:

تحریک الکتریکی؛ کاشت حلزونی؛ مدل‌سازی توزیع پتانسیل الکتریکی؛ چگالی جریان سطحی؛ حل عددی

## *A New Method for Modeling of the Electrical Potential Distribution in Electrical Stimulation in Cochlear Implant Systems*

H. Sadjedi<sup>i</sup>, S.A. Motamedi<sup>ii</sup>, S.M.P. Firoozabadi<sup>iii</sup>, N. G. Kiani<sup>iv</sup>

### ABSTRACT

Cochlear implant systems are based on the electrical stimulation of the remained auditory nerve fibers by the implanted electrodes. Analytic and numerical methods are used to quantitatively describe the current spread in cochlea and electrical potential distribution in cochlea. The electromagnetic equations of the cochlea are simplified by spherical symmetry approximation in conventional analytic models but this simplification is not valid for far field from the electrode. Also the accurate numerical methods are not desired because of their computational cost. In this paper, a new modified analytic method is presented to

<sup>i</sup> استادیار گروه الکترونیک، دانشکده فنی، دانشگاه شامد: [sadjedi@shahed.ac.ir](mailto:sadjedi@shahed.ac.ir) , [hamed\\_sadjedi@yahoo.com](mailto:hamed_sadjedi@yahoo.com)

<sup>ii</sup> دانشیار گروه الکترونیک، دانشکده برق، دانشگاه صنعتی امیر کبیر: [motamedi@aut.ac.ir](mailto:motamedi@aut.ac.ir)

<sup>iii</sup> دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس: [pourmir@modares.ac.ir](mailto:pourmir@modares.ac.ir)

<sup>iv</sup> کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی: [ngkiani@yahoo.com](mailto:ngkiani@yahoo.com)

quantitatively describe the electrical surface current density in cochlea. Geometrical and electrical properties of the cochlea are represented by two additional parameter. Validity and accuracy of this model are evaluated by the numerical method of electrical potential solution. Simulation results show that the proposed method is more accurate in comparison with the conventional analytic and numerical method, although has the same computational cost and also has less computational cost in comparison with the numerical methods.

#### KEYWORDS:

Electrical Stimulation, Cochlear Implant System, Electrical Potential Modeling, Numerical Method

-۱

کاشت حلزونی موثر است [۶]، [۱۷]، [۲۰].

برای تحلیل روش‌های تحریک- ثابت چند الکترودی نیاز به در اختیار داشتن مدلی برای توصیف کمی توزیع مکانی پتانسیل الکتریکی در هادی حجمی حلزونی است [۴]. در این تحلیل، توزیع پتانسیل الکتریکی در طول حلزونی که نشان‌دهنده چگونگی گسترش ناحیه تحریک در راستای آرایه الکترودهاست اهمیت بیشتری دارد [۱۱].

روش‌های متعددی برای ارزیابی توزیع جریان و پتانسیل الکتریکی وجود دارد. در روش‌های تحلیلی<sup>۲</sup> با در نظر گرفتن هندسه خاص و ناهمگن مساله و شرایط مرزی آن معادلات ماکسول<sup>۳</sup> حل می‌شود؛ لیکن دشواری بیش از حد معادلات توصیف کننده مساله باعث می‌شود که عموماً به تقریب تقارن کروی در حل تحلیلی مسایل اکتفا شود [۱۶]. سادگی این تقریب مزیت بزرگ آن در توصیف کیفی توزیع جریان و پتانسیل الکتریکی است؛ ولی تنها در نزدیکی الکتروده تحریک تقریب قابل قبولی است و نمی‌توان در آن پارامترهای متاثر از عدم تقارن هندسی- الکتریکی مساله را دخالت داد و با افزایش فاصله از الکترودها بویژه برای مساله تحریک و ثابت چند الکترودی، این تقریب کارآمد نخواهد بود [۴].

روش دیگر استفاده از مدل پارامترهای فشرده<sup>۴</sup> است. در این روش بر اساس نتایج تست‌های کلینیکی با آرایه یک شبکه از عناصر مداری (مقاومت- خازن) و حل آن، برای مکان‌های خاص متناظر گره‌های شبکه، پتانسیل به دست می‌آید [۱۶]، [۱۷]. این حل تنها برای همان نقاط معتبر است و محاسبه پتانسیل در نقاط دیگر و یا تغییر شرایط هندسی- الکتریکی، مستلزم بازسازی کامل مدل و عناصر آن است [۱۰].

روش‌های حل عددی مبتنی بر عناصر محدود<sup>۵</sup> یا تفاضل محدود<sup>۶</sup> نیز رویکرد دیگری برای حل مساله هستند [۴]. این روش‌ها با در نظر گرفتن معادلات الکترومغناطیس در اجزای شبکه عناصر مدل، مطابق با ساختار آناتومیک- الکتریکی حلزونی، با روش‌های تکرار به پاسخ دقیق می‌رسند؛ لیکن استفاده از این روش‌ها به شناخت دقیق هندسه و خواص الکتریکی مساله، و هرگونه تغییر، به بازسازی مجدد ساختار

#### ۲- مقدمه

سیستم کاشت حلزونی، ابزاری برای بازگرداندن توانایی شنوایی به افرادی است که کاملاً ناشنوا هستند؛ ولی اعصاب شنوایی آنها قادر به پاسخگویی هستند و مشکل ناشنوایی آنها به دلیل تبدیل نشدن تحریک صوتی به تحریک عصبی است. در این سیستم، تعدادی الکتروده در حلزونی شنوایی فرد نصب می‌شود. با اعمال جریان الکتریکی با دامنه مناسب و در زمان مناسب، فیبرهای عصبی شنوایی<sup>۱</sup> باقی مانده در نزدیک هر یک از الکترودها تحریک می‌شوند. براساس تئوری مکانی، هر یک از این الکترودها براساس موقعیت خود در حلزونی، مشخصات فرکانسی و زمانی سیگنال‌های صوتی دریافتی را برای فرد بیمار بازنمایی می‌کنند [۱۵]. فاصله زمانی اعمال پالس‌های تحریک، ظرافت بازنمایی زمانی و تعداد الکترودها ظرافت بازنمایی فرکانسی سیگنال صوتی را تعیین می‌کند [۱۱]. دامنه تحریک نیز شدت صوت را مشخص خواهد کرد [۹]. در روش‌های تحریک مرسوم، برای اجتناب از هم شنوایی بین الکترودها، تحریک همزمان انجام نمی‌شود و بنابراین تعداد الکترودهای فعال و نرخ تحریک پالس‌ها در تضاد با یکدیگر هستند [۲].

انتشار جریان تحریکی هر الکتروده در هادی حجمی حلزونی، باعث تغییر پتانسیل الکتریکی در اطراف الکتروده تحریک می‌شود. در روش‌های تحریک چند الکترودی، توزیع پتانسیل الکتریکی هر یک از الکترودها و تاثیر متقابل آنها بر روی یکدیگر تعیین کننده محدوده تحریک فیبرهای عصبی شنوایی است [۱]، [۸]، [۱۴]. همچنین در ارزیابی وضعیت تعامل بین الکترودها و فیبرهای عصبی تحریک‌پذیر باقیمانده؛ که با اعمال پالس‌های جریان تحریک با دامنه‌های مختلف به الکتروده ثابت سیگنال پاسخ ECAP<sup>۲</sup> انجام می‌شود [۱۳]، [۲۰]. جریان الکتریکی غشای تحریک‌پذیر فیبرهای عصبی و ثابت پتانسیل الکتریکی حاصل از آن مبنای تخمین پارامترهایی مانند فاصله بین الکتروده و فیبرها، جمعیت فیبرهای باقیمانده و توزیع آنها خواهد بود که در تعیین پارامترهای تحریکی سیستم برای بیمار

مدل و حل آن تیزمند است [۲]، [۴].

در این مقاله، برای توصیف کمی توزیع میدان و پتانسیل الکتریکی یک راه حل تقریبی تحلیلی اصلاح شده ارائه شده است. این روش حل، ضمن سادگی، قابلیت متاثر شدن از ناهمگنی هندسی-الکتریکی مساله را دارد. نتایج حاصل از مدل ارائه شده برای بررسی کارآمدی آنها با حل دقیق عناصر محدود مقایسه شده است.

### ۳- مدل و روش‌ها

در ارزیابی پتانسیل تحریکی، الکترودها به عنوان منابع جریان تزریقی خارجی در نظر گرفته می‌شوند و انتشار جریان در هادی حجمی داخل حلزونی تعیین کننده نحوه توزیع میدان و پتانسیل الکتریکی در نقاط مختلف هادی حجمی است. هدایت الکتریکی یک هادی حجمی در حالت کلی ویژگی مهمی، سلفی و خازنی دارد. برای هادی حجمی داخل حلزونی، با تقریبی قابل قبول می‌توان هادی حجمی را تنها شامل ترم مقاومتی دانست و از اثرات القایی و خازنی صرف‌نظر کرد [۱۱]، [۱۰]. برای توصیف مدل اصلاح شده، ساختار هندسی و نحوه اصلاح روابط در ادامه ارائه می‌شود.

روابط و روش‌های پیشنهادی در این مقاله با نرم‌افزار MATLAB6.5 شبیه سازی شده است و حل عناصر محدود متعارف به کمک نرم‌افزار ANSYS انجام، و در پیاده‌سازی کیه شبیه‌سازی‌ها از کامپیوتر Pentium IV استفاده شده است.

### ۳-۱- ساختار هندسی

شکل هندسی حلزونی بر نحوه توزیع جریان و چگالی جریان در نقاط مختلف تاثیر دارد و در نتیجه، توزیع پتانسیل تحریکی تابع شکل خاص حلزونی است. بازنمایی تفاوت‌های هندسی - الکتریکی در نگاشت فضای واقعی به فضایی مجازی که امکان بهره‌گیری از معادلات ساده تر را فراهم کند، می‌تواند به عنوان یک راه مد نظر قرار گیرد. شبیه این نگاشت هندسی - الکتریکی در حل المان محدود نیز استفاده می‌شود. آنجا که ابعاد فیزیکی از اندازه المان انتخابی کوچک‌تر است، برای پرهیز از تغییر اندازه المان، پارامتر الکتریکی آن را چنان تغییر می‌دهند که رفتار کلی آن مطابق حالت مطلوب باشد [۵].

در این مقاله ابتدا مکان هندسی نقاط در فضای حلزونی به مختصات کروی به مبدا الکتروود تحریک نگاشت داده می‌شود. برای این نگاشت، معادله توصیف کننده حلزونی در مختصات استوانه‌ای استفاده می‌شود [۱۹].

مسیر مرکزی کانال حلزونی یا منحنی حلزونی را می‌توان با یک منحنی مارپیچی حلزونی تقریب زد. اگر دو مولفه مدل

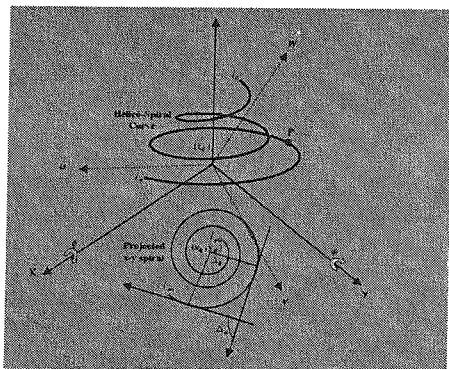
مارپیچی حلزونی در صفحه  $x-y$  و در طول  $z$  در سیستم مختصات استوانه‌ای نسبت به متغیر زاویه ای  $\alpha$  تعریف شود، بر اساس این معادله، محور داخلی در طول حلزونی به صورت مارپیچی در نظر گرفته می‌شود که بر اساس زاویه استوانه ای  $\alpha$  پارامترهای  $r$  و  $z$  در مختصات استوانه ای با روابط (۱) و (۲) توصیف می‌شوند:

$$r = a.e^{b\alpha} \quad (1)$$

$$z = c.e^{d\alpha} \quad (2)$$

که  $r$  شعاع بر حسب mm و  $z$  ارتفاع بر حسب mm است. پارامتر  $a$  از صفر که با رأس حلزونی منطبق است شروع شده و به  $5\pi$  (دو ونیم دور) که برقاعده حلزونی انطباق دارد ادامه می‌یابد. معادله اول، یک مارپیچ نمایی را ارائه می‌دهد که در صفحه  $z=0$  قرار دارد، معادله دوم مارپیچ را در طول محور  $z$  می‌کشد، به طوری که یک بعد طولی به مدل بدهد. هر تغییر در شکل حلزونی را می‌توان با پارامترهای مختلف مدل مارپیچی حلزونی به حساب آورد.

مقادیر  $d, c, b, a$  در معادله توصیف حلزونی (۱) و (۲) مطابق جدول (۱) تعیین شده است [۱۸].



شکل (۱): محور حلزونی [۱۸]

جدول (۱): مقادیر ضرایب معادلات توصیف کننده حلزونی

d	c	b	a
-0.12663	3.23203	0.075458	1.1498710

محور عمودی حلزونی نیز محور  $z$  فرض می‌شود. حال با توجه به آنکه الکترودها در نواحی خاصی از این محیط قرار خواهند گرفت، می‌توان به توصیف مکان آنها پرداخت؛ در این صورت برای هر الکتروود خواهیم داشت:

$$r_0 = a.e^{b\alpha_0} \quad (3)$$

$$z_0 = c.e^{d\alpha_0} \quad (4)$$

در معادلات فوق،  $z_0, r_0, \alpha_0$  مختصات محور حلزونی در  $\alpha_0$  (زاویه نظیر الکتروود تحریک) در مختصات استوانه ای

برای اصلاح تقریب کروی، روابط توصیف کننده چگالی جریان سطحی بازنویسی می‌شوند. برای آنکه ناهمگن بودن مساله به روابط اصلاح شده نگاشت داده‌شود، دو پارامتر در نظر گرفته می‌شود. پارامتر اول نسبت سطح داخل حلزونی به کل فضای کروی است. این پارامتر؛ که با نام  $\beta$  و برای در نظر گرفتن عدم تقارن هندسی مساله به کار می‌بریم، تابع  $R$  و  $\theta$  است. پارامتر دیگری نیز به عنوان ضریب نشت  $\delta$  در نظر گرفته می‌شود که نمایانگر عدم تقارن الکتریکی مساله است و افزایش آن نشان‌دهنده افزایش هدایت الکتریکی پوسته حلزونی و نشت جریان از آن است. به عبارت دیگر، جریان داخل هادی حجمی متناسب با  $\beta$  و  $(1-\delta)$  فرض می‌شود. در این حالت می‌توان نوشت:

$$\beta = \frac{2}{4\pi R^2} \int_0^{2\pi} \int_0^\theta (R \cdot d\theta) \cdot (R \cdot \sin(\theta) \cdot d\varphi) = 1 - \cos(\theta) \quad (15)$$

در این صورت خواهیم داشت:

$$I_{Internal} = I \cdot \frac{(1-\delta) \cdot \beta}{(1-\delta) \cdot \beta + (1-\beta) \cdot \delta} \quad (16)$$

$$S_{Internal} = \beta \cdot 4\pi \cdot R^2 \quad (17)$$

$$J = \frac{I}{4\pi \cdot R^2} \cdot \frac{(1-\delta)}{(1-\delta) \cdot \beta + (1-\beta) \cdot \delta} \quad (18)$$

$$J = \frac{I}{4\pi \cdot R^2} \cdot \frac{(1-\delta)}{(1-2\delta) \cdot \beta + \delta} \quad (19)$$

برای شرایط حدی روابط فوق قابل بررسی هستند. به ازای  $\delta=0.5$  که نشان‌دهنده تقارن الکتریکی است، معادله (۱۹) به فرم زیر در می‌آید که مطابق انتظار همان رابطه تقارن کروی است.

$$J = \frac{I}{4\pi \cdot R^2} \quad (20)$$

همچنین در نزدیکی الکتروود تحریک، که  $\beta \approx 1$  است، معادله (۱۹) به فرم زیر در می‌آید که نشان‌دهنده معتبر بودن تقریب تقارن کروی است.

$$J \cong \frac{I}{4\pi \cdot R^2} \quad (21)$$

همچنین برای ساختاری با سطح مقطعی به شعاع  $\ell$  و پوسته عایق یا  $\delta \approx 0.0$  و در شرایط  $R \gg \ell$  یا  $\theta \rightarrow 0$  خواهیم داشت:

$$\beta = 1 - \cos(\theta) = 2 \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)^2 = \frac{1}{2} \cdot \frac{\sin(\theta)^2}{\cos\left(\frac{\theta}{2}\right)^2} \quad (22)$$

$$\sin(\theta) \cong \frac{\ell}{R} \quad (23)$$

بنابراین می‌توان نوشت:

$$J \cong \frac{I}{4\pi R^2} \cdot \frac{1}{\beta} = \frac{I}{2\pi R^2} \cdot \frac{\cos\left(\frac{\theta}{2}\right)^2}{\sin(\theta)^2} \cong \frac{I}{2\pi \ell^2} \quad (24)$$

هستند. برای خود الکتروود؛ که الزاماً بر روی محور حلزونی قرار نگرفته است، خواهیم داشت:

$$r_1 = r_0 + r_e \quad (5)$$

$$z_1 = z_0 + z_e \quad (6)$$

که  $z_1, r_1, \alpha_0$  مختصات واقعی الکتروود تحریک در دستگاه مختصات استوانه‌ای هستند. برای آنکه هر نقطه از حلزونی با پارامترهای  $R, \theta, \varphi$  نظیر مختصات کروی توصیف شود، باید پارامترهای  $R, \theta, \varphi$  استخراج شود. برای آنکه زاویه بردار هر نقطه  $(r, \alpha, z)$  نسبت به محور حلزونی در طول مسیر ثابت بماند باید داشته باشیم:

$$\frac{dr}{r \cdot d\alpha} = \tan \theta = k \quad (7)$$

که در آن،  $\theta$  زاویه منحنی مسیر با محور حلزونی است. آنگاه با حل این معادلات خواهیم داشت:

$$\theta = \tan^{-1} \left( \frac{\ln(r/r_0)}{\Delta \alpha} \right), \Delta \alpha = \alpha - \alpha_0 \quad (8)$$

$\alpha$  زاویه نظیر نقطه در مختصات استوانه‌ای است؛ بنابراین برای هر نقطه یک زاویه  $\theta$  بر اساس مکان نقطه در طول حلزونی به دست می‌آید. یک زاویه  $\varphi$  نیز مکان نقطه را در مقطع عرضی مشخص می‌کند. برای مشخص شدن  $\varphi$  در صفحه مقطع عرضی خواهیم داشت:

$$x_e = r_e \quad (9)$$

$$y_e = z_e \quad (10)$$

که در آن،  $x_e$  و  $y_e$  مختصات دکارتی الکتروود تحریک در صفحه مقطع فرضی به مرکز  $z_0, r_0, \alpha_0$  هستند. اگر مختصات دکارتی قاعده برش در مقطع عرضی  $(x_b, y_b)$  به مختصات قطبی دو بعدی تبدیل شود به دست خواهد آمد:

$$(\rho_b, \varphi) \Leftrightarrow (x_b, y_b) \quad (11)$$

و این رابطه به صورت زیر خواهد بود:

$$\rho_b = \sqrt{(x_b - x_e)^2 + (y_b - y_e)^2} \quad (12)$$

$$\varphi = \tan^{-1} \left( \frac{y_b - y_e}{x_b - x_e} \right) \quad (13)$$

حال اگر از منحنی مسیر برش انتگرال بگیریم، طول آن به صورت زیر به دست خواهد آمد:

$$R = \frac{\sqrt{\Delta \alpha^2 + \ln(r/r_0)^2}}{\ln(r/r_0)} \cdot \rho = \frac{\sqrt{1+k^2}}{k} \cdot \rho \quad (14)$$

به این ترتیب، هر نقطه از فضای حلزونی با پارامترهای  $R, \theta, \varphi$  شناخته می‌شود که به مختصات فضای کروی شباهت دارد. در این حالت،  $0 < \varphi < 2\pi$  و  $0 < \theta < \pi$  خواهد بود.

فرایند برای بافت‌های بسیار نازک با افزایش اندازه عنصر نظیر در مدل و کاهش ضریب مقاومت آن انجام گرفته است. مقادیر واقعی و اصلاح شده مدل، در جدول (۲) ارائه شده است.

#### ۴- نتایج

در این بخش، نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌های انجام شده برای روش‌های مطرح شده بخش قبلی ارائه می‌شود.

#### ۴-۱- نگاشت هندسی ساختار حلزونی

برای بررسی ضریب نشت  $\delta$  در ساختار حلزونی، گام اول، نگاشت فضای حلزونی به مختصات کروی است. مشخصه محور حلزونی براساس معادلات توصیف‌کننده استوانه در شکل (۱) نشان داده شده است.

جدول (۲): مقادیر هدایت الکتریکی واقعی بافت‌ها و مقادیر مقاوت ویژه به‌کار رفته در مدل [۴]، [۵]

اجزای مدل	هدایت الکتریکی ( $\Omega m$ ) <sup>-1</sup>	مقاومت ویژه اصلاح شده در مدل $\Omega mm^{-1}$
Silicon rubber	۹۹۰	۱۰۱۰
فلز الکتروود	۱۰۰۰	۱
Perilymph (scalae tympani and vestibuli)	۱.۴۲	۷۰۰
Endolymph	۱.۶۷	۶۰۰
استخوان Bone	۰.۱۵۶	۶۴۱۰
مارپیچ ganglion	۰.۳۲۲	۳۰۰۰
غشای Reissner	۰.۰۰۰۹۸	۳۴۰.۱۳۰
غشای Basilar	۰.۰۶۲۵	۸۰۰۰۰
Stria vascularis	۰.۰۰۰۵۳	۱۲۷.۷۹۰
اندام corti	۰.۰۱۲	۸۳.۳۲۲
آکسون فیبرهای عصبی	۰.۳۲۲	۳۰۰۰
بافت Fibrous scar	۰.۱۵۹	۶.۲۷۰

در شکل (۲-ا) مقادیر  $R$  و در شکل (۲-ب) مقادیر  $\theta$  به صورت تابعی از زاویه  $\alpha$  که متغیر مستقل معادله توصیف‌کننده محور حلزونی است، به ازای  $\varphi = 0$  برای الکتروودی بر روی محور حلزونی و در زاویه  $\alpha_0 = 3.26 \text{ rad}$  و  $\alpha_0 = 4.72 \text{ rad}$  (زاویه نظیر الکتروود تحریک در معادله توصیف‌کننده) نشان داده شده است. همچنان‌که در شکل (۲-ا) و (۲-ب) نشان داده شده است، رابطه بین  $\theta$  و  $\alpha$  و همچنین رابطه بین  $R$  و  $\alpha$  تابع مکان الکتروودهاست؛ لیکن همان‌گونه که شکل (۳) نشان می‌دهد، رابطه  $R$  و  $\theta$  برای هر دو الکتروود یکسان است؛ بنابراین معادلات توصیف‌کننده مدل اصلاح شده که تابع  $R$  و  $\theta$  هستند، مستقل از مکان الکتروودها قابل بررسی هستند.

که مطابق انتظار نظیر رابطه چگالی جریان سطحی در داخل یک سیم هادی دو سویه با منبع جریانی در میان آن است. با توجه به اینکه داریم:

$$E = -\frac{\partial V}{\partial R} = \frac{J}{\sigma} \quad (25)$$

بنابراین ضرایب  $\beta$  و  $\delta$  تعیین‌کننده تغییرات پتانسیل در طول حلزونی خواهند بود که هدف اصلی مدل‌سازی است. به این ترتیب، حل مساله توزیع پتانسیل به یافتن  $\delta(R)$  فرو کاسته خواهد شد.

از سوی دیگر، با در اختیار داشتن توزیع  $V$  یا  $J$  می‌توان  $\delta(R)$  را بدست آورد. برای یک توزیع  $J(R)$  معلوم؛ که به مقدار حداکثر خود (متناظر با نزدیک‌ترین نقطه به الکتروود تحریک) نرمالیزه شده باشد، خواهیم داشت:

$$\lambda_{act}(R) = \frac{J(R)}{J_{max}} \quad (26)$$

برای  $J$  در مدل اصلاح شده نیز داریم:

$$\lambda_{mod}(R) = \frac{J(R)}{J_{max}} = \frac{R_0^2}{R^2} \cdot \frac{(1-\delta)}{(1-\delta)\beta + (1-\beta)\delta} \quad (27)$$

که  $R_0$  فاصله نظیر  $J_{max}$  است. با فرض  $\lambda_{mod} = \lambda_{act}$  برای به‌دست آوردن  $\delta(R)$  می‌توان نوشت:

$$\lambda_J(R) = \frac{R^2 \lambda_{act}(R)}{R_0^2} = \frac{(1-\delta)}{(1-\delta)\beta + (1-\beta)\delta} \quad (28)$$

در نتیجه خواهیم داشت:

$$\delta(R) = \frac{1 - \lambda_J \cdot \beta}{\lambda_J \cdot (1 - 2\beta) + 1} \quad (29)$$

به این ترتیب، مدل اصلاح شده مبتنی بر ضریب نشت  $\delta$  (MMBPF) می‌تواند جایگزین مدل مبتنی بر تقریب تقارن کروی شود.

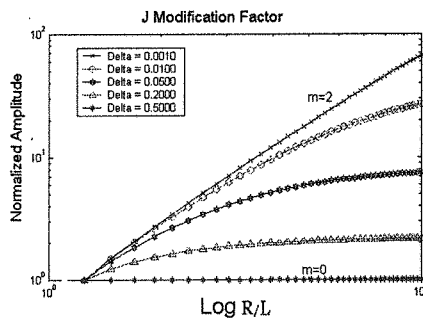
#### ۳-۳- حل عددی

توزیع پتانسیل الکتریکی در ساختار دقیق حلزونی منطبق بر داده‌های آناتومیکی و بیوالکتریکی با روش حل عناصر محدود به کمک نرم‌افزار ANSYS نیز محاسبه شده است. در روش حل عددی، اطلاع دقیق از شرایط هندسی و الکتریکی مساله مورد نیاز است. برای این منظور از ساختاری که J.H.M Frijns [۲] و T.Hanekom [۴]، [۵] ارائه کرده‌اند، استفاده شده است. ساختار هندسی در این مدل‌ها با در نظر گرفتن آناتومی دقیق حلزونی انتخاب شده است و مقادیر واقعی هدایت الکتریکی بافت‌های بیولوژیک نیز هنگام استفاده در مدل، در صورت لزوم با توجه به ابعاد شبکه بندی فضای حلزونی و ابعاد بافت بیولوژیکی در حالت واقعی، به‌گونه‌ای اصلاح شده است که امپدانس معادل عناصر مدل برابر امپدانس بافت شود. این

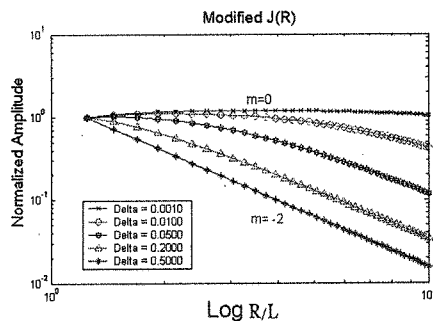
در شکل (۴) ضریب اصلاح تغییرات چگالی توزیع جریان الکتریکی به عنوان تابعی از فاصله تا الکترود تحریک، به ازای مقادیر مختلف ضریب نشت  $\delta$  نمایش داده شده است. برای نمایش بهتر این تغییرات، از نمودار لگاریتمی استفاده شده است. در نمودار تمام لگاریتمی، شیب نمودار نشان‌دهنده توان  $m$  در رابطه زیر است:

$$y \propto x^m \Rightarrow \log(y) \propto (m) \cdot (\log(x)) \quad (31)$$

در این شکل، تغییرات شیب نمودار لگاریتمی ضریب اصلاح MF و چگالی جریان سطحی نشان‌دهنده شرایط حدی ذکر شده به ازای  $\delta(R) = 0.5$  و  $\delta(R) \approx 0.0$  است. توزیع  $J(R)$  به مقدار حداکثر خود (متناظر با نزدیک‌ترین نقطه به الکترود تحریک) نرمالیزه شده است.



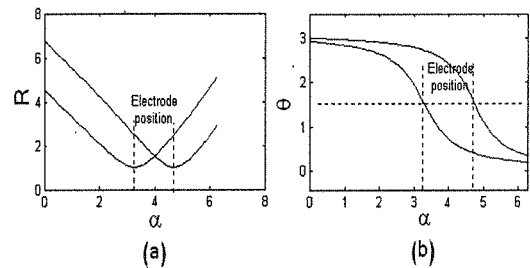
شکل (۴): نمودار لگاریتمی تغییرات ضریب اصلاح چگالی جریان سطحی به صورت تابعی از فاصله نقطه مورد مطالعه از الکترود تحریک برای مقادیر مختلف ضریب نشت  $\delta$



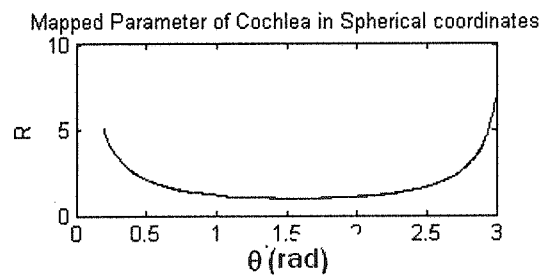
شکل (۵): نمودار تغییرات مقدار نسبی چگالی جریان سطحی به صورت تابعی از فاصله نقطه مورد مطالعه از الکترود تحریک برای مقادیر مختلف ضریب نشت  $\delta$

### ۳-۴ استخراج ضریب $\delta(R)$

در مدل اصلاح شده، تقریب تقارن کروی (MMBPF)، مساله حل توزیع پتانسیل به یافتن  $\delta(R)$  فروکاسته شده است. برای یک ساختار مشخص، بر اساس تابع  $V(R)$  و  $J(R)$  می‌توان  $\delta(R)$  را به دست آورد. برای محاسبه این توابع از حل عددی مساله استفاده شده است. در این روش، مدلی از ساختار آناتومیکی و بیوالکتریکی حلزونی و بافت‌های پیرامونی آن بازسازی می‌شود و با روش‌های حل عددی توزیع پتانسیل حاصل از یک



شکل (۲): مقادیر  $R$  (فاصله از الکترود) و  $\theta$  (زاویه کروی) به صورت تابعی از زاویه  $\alpha$  در معادله توصیف کننده محور حلزونی به ازای  $\varphi = 0$  برای الکترودی بر روی محور حلزونی و در زاویه  $\alpha_0 = 4.72 \text{ rad}$  و  $\alpha_0 = 3.26 \text{ rad}$



شکل (۳): رابطه تغییرات  $R$  و  $\theta$

### ۴-۲ نتایج تغییر پارامتر $\delta$ در مدل اصلاح شده

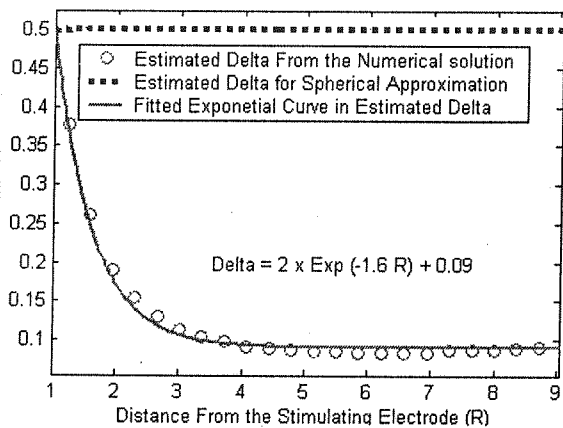
در مدل اصلاح شده مبتنی بر ضریب نشت؛ که با معادلات (۱۸) و (۱۹) توصیف شده است، چگالی جریان سطحی حاصل ضرب رابطه تقریب تقارن کروی  $J = \frac{I}{4\pi R^2}$  در یک ضریب اصلاح<sup>۱</sup> به فرم معادله ۲۰ است.

$$MF = \frac{(1-\delta)}{(1-\delta)\beta + (1-\beta)\delta} \quad (30)$$

تغییرات این ضریب اصلاح به ازای مقادیر مختلف  $\delta$  و  $\beta$  تعیین کننده رفتار متفاوت مدل است. این تغییرات از حالت  $MF = Const.$ ،  $J(R) \propto 1/R^2$  برای  $\delta(R) = 0.5$  تا  $MF \propto R^2$ ،  $J(R) \cong Const.$  در شرایط  $R \gg \ell$  مطابق معادله ۲۴ و برای  $\delta(R) \approx 0.0$  را پوشش می‌دهند.

برای ساختاری با سطح مقطعی به شعاع  $\ell$ ، فاصله از الکترود به  $\ell$  نرمالیزه شده است و محور افقی یا فاصله در حقیقت نسبت  $R/\ell$  و بدون واحد است. به این ترتیب، نمودارهای ارائه شده بیانگر چگونگی تغییرات  $J$  نسبت به افزایش فاصله از الکترود تحریک خواهد بود. تغییر  $\delta(R)$  در مدل MMBPF باعث تغییر ضریب اصلاح MF و در نتیجه تغییرات  $J(R)$  می‌شود و تغییر  $J(R)$  نیز شیب تغییرات پتانسیل الکتریکی را تحت تاثیر قرار می‌دهد.

روش تقریب تقارن کروی به عنوان ساده‌ترین روش با کمترین بار محاسباتی و روش حل دقیق ساختار هندسی-الکتریکی حلزونی مبتنی بر روش‌های حل عددی با بیشترین بار محاسباتی قرار دارند، توزیع پتانسیل الکتریکی حاصل از شبیه‌سازی مدل اصلاح شده با در نظر گرفتن  $\delta(R)$  حجم محاسباتی میان این دو طیف را داراست که به دلیل ارائه یک رابطه بسته به حل کروی بسیار نزدیک‌تر است.



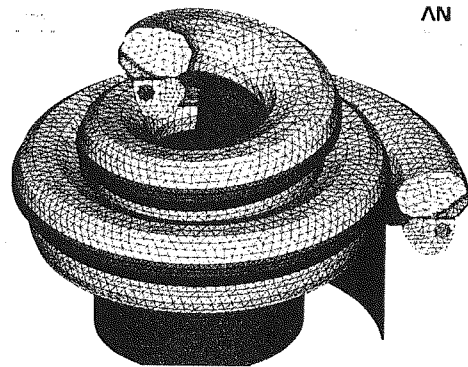
شکل (۷): پارامتر  $\delta$  تخمین زده شده بر اساس نتایج حل عددی دقیق مبتنی بر ساختار آناتومی - بیوالکتریکی حلزونی

## ۵- بحث

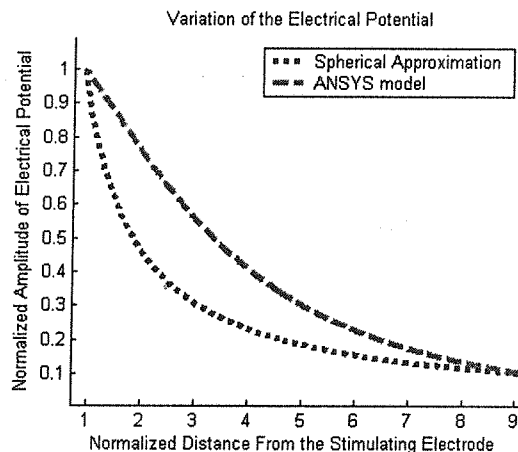
نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌های مدل اصلاح شده مبتنی بر ضریب نشت (MMBPF) نشان می‌دهد که با تغییر ضریب نشت، شیب افت پتانسیل الکتریکی؛ که متناسب با  $J$  است، در فواصل مختلف از الکترود تحریک، تغییر خواهد کرد. در تمامی این حالات در نزدیکی الکترود، توزیع جریان از تقریب تقارن کروی تبعیت می‌کند و مؤید صحت تقریب کروی در نزدیکی الکترود تحریک است؛ لیکن در فواصل دورتر تفاوت چشمگیرتری نمایان می‌شود که منشأ تمایز اصلی است؛ بنابراین انتخاب  $\delta(R)$  با هدف برآزش نتایج مدل اصلاح شده بر توزیع پتانسیل در فواصل دورتر مدنظر خواهد بود و اگر ناحیه خاصی با توجه به آرایش الکترودها و فیبرهای عصبی مدنظر باشد، توزیع پتانسیل در این ناحیه می‌تواند مبنای تعیین  $\delta(R)$  قرارگیرد تا خطای تخمین پارامترها در روش اصلاح شده حداقل شود.

همان‌گونه که در نمودارهای لگاریتمی شکل های (۴) و (۵) نشان داده شده است، تغییر ضریب نشت طیف گسترده‌ای از تغییرات را باعث می‌شود. این تغییرات از حالت تقریب تقارن کروی  $MF=1$  تا حالتی که تغییرات ضریب اصلاح MF کاهش  $J(R)$  بر اساس افزایش فاصله را جبران می‌کند، شامل می‌شود. برای بررسی تاثیر تغییرات  $\delta$  در هر ناحیه و حساسیت

منبع تزریق جریان محاسبه می‌شود. ساختار این مدل در شکل (۶-الف) نشان داده شده است. بر اساس این ساختار و با مقادیر هدایت و مقاومت الکتریکی جدول (۲) توزیع پتانسیل در حلزونی به کمک نرم افزار ANSYS محاسبه شده است. نتایج توزیع پتانسیل در راستای محور آرایه الکترودی و مقایسه آن با نتایج تقریب تقارن کروی بر حسب فاصله از الکترود تحریک در شکل (۶-ب) نشان داده شده است.



شکل (۶-الف): ساختار دقیق مدل به کار رفته در حل عددی



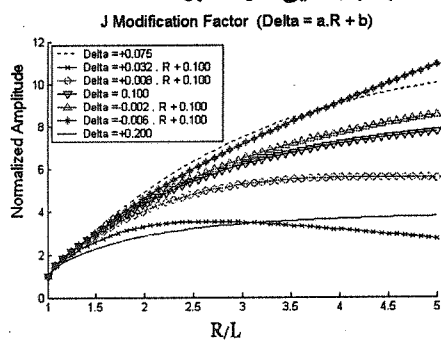
شکل (۶-ب): توزیع پتانسیل در راستای محور آرایه الکترودی بر حسب فاصله از الکترود تحریک

بر اساس معادله (۱۸) و (۱۹) در تقریب تقارن کروی  $\delta(R)=0.5$  است. برای بررسی کارایی روش ارائه شده و سازگاری آن با نتایج دقیق حلزونی و با استفاده از معادله (۲۹) تخمین زده شده است. شکل (۷) نتایج این تخمین را نشان می‌دهد. برای استفاده‌های بعدی، مشخصه ضریب نشت استخراج شده با یک معادله می‌تواند تقریب زده شود. با توجه به نحوه تغییرات  $\delta(R)$ ، مشخصه تابع  $\delta(R)$  با یک تابع نمایی به فرم رابطه (۳۲) تقریب زده شده است:

$$\delta(R) = 2e^{-1.6R} + 0.09 \quad (32)$$

اگر روش‌های به دست آوردن توزیع پتانسیل را به صورت یک طیف از روش‌ها در نظر بگیریم، در دو سوی این طیف،

می‌تواند به تنظیم پارامترها کمک کند. به عبارت دیگر پس از تنظیم اولیه پارامتر  $\delta$  برای نگاشت تاثیر افزایش ضریب هدایت هادی حجمی داخل حلزونی، روش تغییر پارامتری انتخاب می‌شود که تغییر متناسب  $\delta$  را به دنبال خواهد داشت که امکان این نگاشت مستقیم پارامترها به معادله توصیف کننده شرایط در ماتریس انتقال امپدانس مستخرج از حل عناصر محدود میسر نیست. تغییر شرایط هندسی و تغییر سطح مقطع عرضی در نواحی دورتر از الکتروود؛ که قاعدتاً افزایش ضریب اصلاح را به همراه دارد، از طریق پارامتر  $R/\ell$  به پارامتر  $\beta$  نگاشت داده می‌شود. به عنوان نمونه تغییر سطح مقطع حلزونی و کاهش هدایت الکتریکی هادی حجمی داخل حلزونی، که در حرکت از Base به سوی Apex مشاهده می‌شود، با تغییرات متناسب ضرایب  $\delta$  و  $\beta$  قابل بازنمایی خواهد بود.

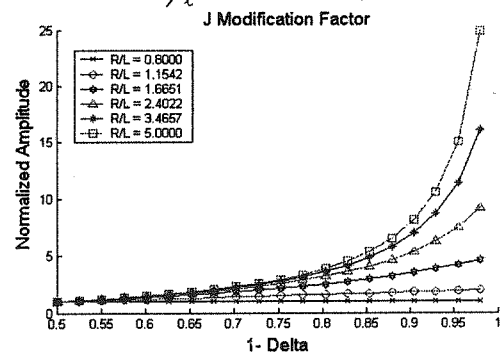


شکل (۹): منحنی تغییرات ضریب اصلاح چگالی سطحی جریان به- صورت تابعی از فاصله از الکتروود تحریک برای مقادیر مختلف مشخصه ضریب نشست دلتا  $\delta$

هدف اصلی از بررسی مدل توزیع جریان الکتریکی و اصلاحات آن، دستیابی به توصیف کمی نحوه توزیع مکانی تغییرات پتانسیل الکتریکی است که در تحریک الکتریکی و بویژه در تحریک چند الکتروودی سودمند خواهد بود. با استفاده از چگالی توزیع جریان الکتریکی، میدان و پتانسیل الکتریکی قابل محاسبه است. شکل (۱۰) کاهش پتانسیل الکتریکی را به ازای افزایش فاصله از الکتروود تحریک نشان می‌دهد. همانند حالت قبل محور افقی نسبت  $R/\ell$  و بدون واحد است. در این قسمت نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌های توزیع پتانسیل برای مقادیر مختلف ضریب نشست  $\delta$  به سه شیوه ارائه و دسته بندی شده و مورد بررسی قرار گرفته است که هر یک مفهوم خاص خود را منتقل می‌کند.

شکل (۱۰) افت پتانسیل را بصورت تابعی از افزایش فاصله تا الکتروود تحریک برای جریان تحریک ثابت و به ازای مقادیر مختلف ضریب نشست  $\delta$  نشان می‌دهد. کاهش ضریب  $\delta$  با جلوگیری از انتشار جریان در فضا، باعث افزایش چگالی جریان سطحی (J) و میدان الکتریکی (E) می‌شود و با توجه به رابطه

مدل نسبت به این پارامتر، تغییر ضریب اصلاح و مقدار  $J(R)$  به صورت تابعی از تغییرات  $\delta$  برای نسبت‌های مختلف  $R/\ell$  در شکل (۸) مطالعه شده است. همچنان‌که انتظار می‌رود، در نزدیکی الکتروود تحریک ( $R/\ell \leq 1$ )، ضریب اصلاح با تغییر  $\delta$  تفاوت قابل توجهی نمی‌کند و تقریباً مقدار ثابت  $MF=1$  را حفظ می‌کند که نشان از نزدیکی به تقریب تقارن کروی است. اما با افزایش فاصله از الکتروود این حساسیت بیشتر می‌شود و کاهش  $\delta$  (که متناظر افزایش در محور  $\delta$ -1 است) باعث افزایش شدیدتر ضریب اصلاح MF و در نتیجه افزایش چگالی جریان سطحی خواهد شد. بنابراین تعیین اندازه  $\delta$  در فواصل دورتر از الکتروود، تاثیرگذاری بیشتری خواهد داشت و حساسیت نتایج مدل به تغییرات این پارامتر در  $R/\ell \gg 1$  بسیار بالاتر است.



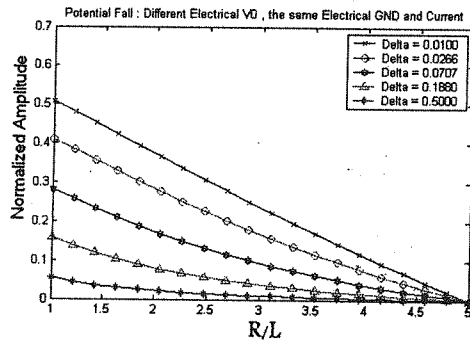
شکل (۸): منحنی تغییرات ضریب اصلاح چگالی سطحی جریان به- صورت تابعی از ضریب نشست دلتا  $\delta$  برای مقادیر مختلف فاصله از الکتروود تحریک

مطابق شکل (۸) تغییرات ضریب اصلاح چگالی جریان سطحی نسبت به تغییر  $\delta$  هموار است. هموار بودن منحنی نشانگر آن است که پخش و ناپیوستگی در رفتار مدل مشاهده نمی‌شود و امکان تغییر پیوسته  $\delta$  با هدف برآزش نتایج مدل به نتایج واقعی میسر خواهد بود. به بیان دیگر، می‌توان مشخصه پیوسته‌ای برای  $\delta(R)$  در نظر گرفت. در شکل (۹) نتیجه انتخاب یک مشخصه خطی برای  $\delta(R)$  با مقادیر مختلف ارائه شده است. با تغییر پارامترهای این مشخصه خطی می‌توان رفتار مدل اصلاح شده در نواحی مختلف تحت تاثیر قرار داد.

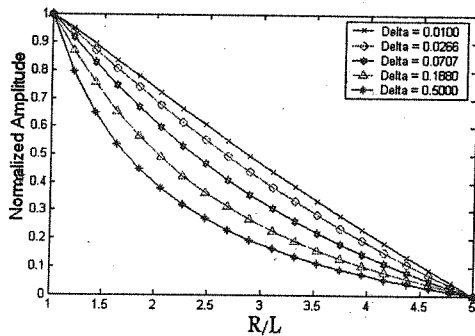
پارامترهای  $\beta$  و  $\delta$  در معادله توصیف کننده چگالی سطحی جریان ویژگی هندسی و الکتریکی مسأله را بازنمایی می‌کنند. این پارامترها چنان انتخاب می‌شوند که نتیجه حاصل پیش بینی درستی از توزیع پتانسیل الکتریکی به دست دهد. تعیین دقیق این پارامترها با برآزش منحنی حاصل از مدل اصلاح شده به نتایج واقعی (حاصل از آزمون یا حل دقیق عددی) مطابق رابطه (۲۹) ممکن است؛ ولی تاثیر پذیری روابط از شرایط هندسی الکتریکی و تعبیر تقریبی نسبت ضریب هدایت خارج به داخل به عنوان  $\delta$



افت پتانسیل و روند تغییرات آن نیز مقدار ضریب  $\delta$  در فاصله  $0 < \delta < 0.5$  قابل تصور است.



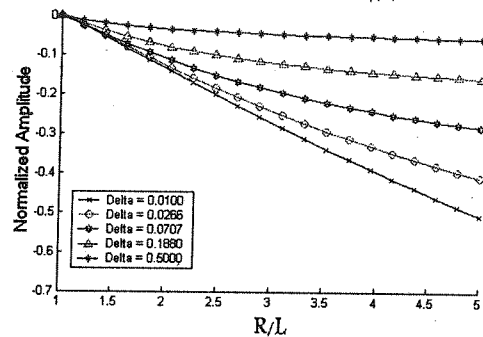
شکل (۱۱): تغییرات پتانسیل به صورت تابعی از افزایش فاصله تا الکتروود تحریک برای جریان تحریک ثابت و به ازای مقادیر مختلف ضریب نشت  $\delta$  با سطح ولتاژ زمین مشترک



شکل (۱۲): تغییرات پتانسیل به صورت تابعی از افزایش فاصله تا الکتروود تحریک برای جریان تحریک متفاوت و به ازای مقادیر مختلف ضریب نشت  $\delta$  با سطح ولتاژ زمین مشترک

نتایج حاصل از تخمین پارامتر  $\delta$  نشان می دهد در نزدیکی الکتروود، ضریب  $\delta$  به مقدار 0.5 که معادل محیط همگن و تقریب تقارن کروی است، نزدیک است. با دور شدن از الکتروود و تاثیر ناهمگنی الکتریکی و عدم تقارن هندسی این ضریب کاهش می یابد و به حالت نسبتاً پایدار و ثابتی میل می کند که معرف شرایط ناهمگنی هندسی - الکتریکی مسأله است. هموار بودن این تغییرات و روند پیوسته آن نشان می دهد که توصیف عدم تقارن مسأله می تواند به تعریف یک تابع برای ضریب  $\delta$  فروگاسته شود. اهمیت مدل اصلاح شده مبتنی بر ضریب نشت MMBPF در توصیف توزیع پتانسیل در نواحی است که از الکتروود تحریک دور می شویم و دقت تقریب تقارن کروی کاهش می یابد و ساختار غیر همگن و غیر متقارن مسأله اثر خود را نشان می دهد. این حالت در روشهای تحریک و ثبت چند الکتروودی؛ که توزیع پتانسیل در ناحیه بین دو الکتروود مورد نظر است مورد توجه خواهد بود. مدل اصلاحی ارائه شده به توصیفی از چگالی جریان سطحی منجر می شود که بیانگر تغییرات پتانسیل است؛ بنابراین در صورتی که پتانسیل در یک

(۲۵)، افت سریعتر پتانسیل الکتریکی را به همراه دارد. بنابراین در شرایطی که افت پتانسیل سریعتر از تخمین روابط تقریب تقارن کروی است، انتظار  $0 < \delta < 0.5$  وجود خواهد داشت. هرچه این افت پتانسیل سریعتر باشد، مقدار  $\delta$  باید کوچکتر انتخاب شود.

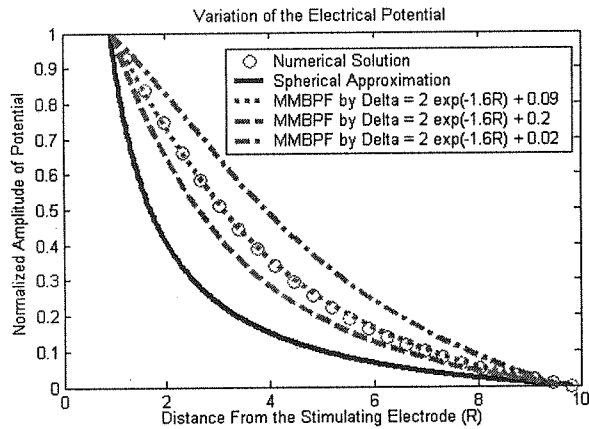


شکل (۱۰): افت پتانسیل به صورت تابعی از افزایش فاصله تا الکتروود تحریک برای جریان تحریک ثابت و به ازای مقادیر مختلف ضریب نشت  $\delta$

از سوی دیگر اگر فاصله سطح پتانسیل مرجع از الکتروود تحریک را ثابت فرض کنیم، مطابق شکل (۱۱) با اعمال جریان تحریک الکتریکی یکسان به الکتروود، با کاهش ضریب  $\delta$  پتانسیل الکتریکی افزایش می یابد. این رفتار متناظر با افزایش امپدانس معادل از دید الکتروود است. به عبارت دیگر افزایش امپدانس معادل یا پتانسیل الکتریکی بیش از تخمینی که از روابط تقریب تقارن کروی حاصل می شود، با تعیین  $0 < \delta < 0.5$  همراه خواهد بود. هرچه این امپدانس معادل بزرگتر باشد،  $\delta$  کوچکتر خواهد بود.

این نتایج به این معنی است که اگر شرایط هندسی و الکتریکی مساله متناظر با ضریب  $\delta$  کمتری باشد، با جریان الکتریکی کمتری به پتانسیل الکتریکی مورد نظر دست خواهیم یافت. این نتیجه گیری به لحاظ کیفی نیز با کاهش نشت جریان به ازای کاهش ضریب  $\delta$  متناظر است.

اگر فاصله سطح پتانسیل مرجع نسبت به الکتروود ثابت بماند، با انتخاب جریان الکتریکی متناسب با هر مقدار ضریب  $\delta$  می توان پتانسیل نقطه حداکثر (نزدیکترین نقطه آزمون به الکتروود تحریک) را به مقدار مطلوب  $V_0$  رساند. این وضعیت در شکل (۱۲) نشان داده شده است. آنچه در این حالت به ازای تغییر ضریب  $\delta$  تغییر خواهد کرد، چگونگی تغییر پتانسیل از  $V_0$  به سطح پتانسیل مرجع است. این تغییر رفتار از  $\Delta V \propto I/R$  برای حالت تقارن کروی که متناظر  $\delta(R) = 0.5$  است تا افت خطی  $\Delta V \propto -I.Z$  برای حالتی مشابه یک سیم طویل روکش دار را با  $Z = \frac{1}{\sigma} \cdot \frac{R}{A}$  که تقریباً متناظر با  $\delta(R) \approx 0.0$  است شامل می شود. بنابراین براساس چگونگی



شکل (۱۳): مقایسه تخمین توزیع پتانسیل حل عددی دقیق به کمک مدل اصلاح شده مبتنی بر ضریب نشت (MMBPF) و حل مرسوم تحلیلی با تقریب تقارن کروی

## ۶- نتیجه گیری

در این مقاله برای توصیف کمی توزیع پتانسیل الکتریکی حاصل از جریان تحریک الکترودهای کاشته شده در حلزونی یک روش جدید ارائه شده است. در این روش با اضافه کردن یک پارامتر تحت عنوان ضریب نشت در روابط تحلیلی، ساختار هندسی و الکتریکی نامتقارن مساله در روابط توصیف کننده توزیع جریان الکتریکی دخالت داده شده است. راه حل ارائه شده ضمن حفظ سادگی محاسبه روش تحلیلی مرسوم با تقریب تقارن کروی، امکان نگاهت پیچیدگی‌های خاص مساله را به نتایج میسر می‌کند.

برای ارزیابی روش پیشنهادی، از حل دقیق مساله با روش عناصر محدود بهره‌گیری شده است. کارایی پارامتر ضریب نشت در مدل اصلاح شده با برازش بر روی نتایج مستخرج از حل عناصر محدود بررسی گردیده است. نتایج حاصل نشان می‌دهد که روش اصلاح شده مبتنی بر پارامتر ضریب نشت خطای تخمین توزیع پتانسیل الکتریکی را نسبت به روش تقریب تقارن کروی مرسوم کاهش می‌دهد و نگاهت تغییرات در ساختار هندسی-الکتریکی مساله به تغییر یک پارامتر در رابطه بسته مدل اصلاح شده فروکاسته می‌شود. هموار بودن ضریب  $\delta$  تخمین زده شده بر اساس نتایج حل عددی، نشان‌دهنده آن است که می‌توان این پارامتر را با یک معادله نیز توصیف کرد و به یک حل بسته برای توزیع پتانسیل در شرایط مختلف رسید. تاثیرات منعطف و متنوع تغییر پارامترهای مدل اصلاح شده مبتنی بر ضریب نشت (MMBPF) بر روی نتایج توزیع پتانسیل الکتریکی، نشان می‌دهد که امکان برازش نتایج این مدل با نتایج واقعی متفاوت مسیر خواهد بود.

نقطه مشخص شود، با استفاده از مدل ارائه شده نحوه تغییرات پتانسیل معین خواهد شد.

هدف‌گیری اصلی این روش بر توصیف کمی توزیع جریان و پتانسیل الکتریکی به موازات محور حلزونی است که البته به دلیل حضور فیبرهای عصبی تحریک‌پذیر در آن ناحیه بسیار مهم است. روش ابداعی در مورد توزیع فضایی پتانسیل در تمامی نقاط حلزونی، که روش حل عددی از عهده آن برمی‌آید، کاملاً سکوت می‌کند.

روش حل عددی و محاسبه به روش‌های تکرار بسیار زمانبر است. به عنوان مثال با استفاده از کامپیوتر Pentium IV- 1800، 256MB-RAM، 1500MB-Virtual memory و استفاده از نرم‌افزار ANSYS، پیاده‌سازی و حل این مدل برای هر کدام از حالت‌ها نزدیک به سه ساعت به طول انجامید. از سوی دیگر با توجه به ارائه رابطه بسته برای روش شبه تحلیلی ابداعی ارائه شده در این پژوهش، حجم محاسباتی این روش به زمان لازم برای محاسبه یک عبارت ریاضی (در حد کسری از ثانیه) محدود می‌شود که به مراتب کمتر از روش‌های عددی مبتنی بر الگوریتم‌های تکرار است.

این روش، ضمن تطابق با شرایط حدی که امکان اجرای برخی تقریب‌ها را فراهم می‌کند، به دلیل در اختیار داشتن پارامترهای قابل تنظیم، امکان برازش بر نتایج حاصل از روش‌های دقیق‌تر را فراهم می‌کند. بر اساس شبیه‌سازی‌های انجام شده، تغییر رفتار هموار مدل بر اساس نگاهت تغییر نتایج به تغییر پارامترهای الکتریکی و هندسی  $\delta$  و  $\beta$  امکان برازش آن‌را به حالت‌های مختلف فراهم می‌کند. شکل (۱۳) این نتایج را نشان می‌دهد. همچنان که انتظار داریم، تغییر مقدار  $\delta$  در نحوه تغییرات پتانسیل مؤثر است. افزایش ضریب نشت  $\delta$  باعث نزدیک‌تر شدن به حالت تقریب تقارن کروی در یک محیط همگن می‌شود و کاهش آن، رفتار مدل را به تغییرات پتانسیل در یک محیط استوانه‌ای طولانی با روکش عایق متمایل می‌کند. این تغییرات در شکل (۱۳) نشان داده شده است که مطابق نتایج شبیه‌سازی‌های ارائه شده در شکل‌های (۱۰-۱۲) است. به این ترتیب با تغییر در مقدار  $\delta$  رفتار الکتریکی و توزیع پتانسیل بین دو حالت حدی نیز قابل توصیف خواهد بود.

Measurements of Inner Ear Tissue Resistivities: I. In Vitro Characterization"; IEEE Trans. On Biomedical Eng.; Oct. 1993; 40(10): 1032-1047

Yoo S. K., Wang G., Rubinstein T., Vannier M. W.; "Three-Dimensional Geometrical Modeling of the Cochlea Using Helico-Spiral Approximation"; IEEE Trans. on Biomedical Eng.; Oct. 2000 47(10): 1392-1402

Yoo S. K., Wang G., Rubinstein T.; "Three-Dimensional Modeling and Visualization of the Cochlea on the Internet"; IEEE Trans. On Information Technology in Biomedicine; June 2000 Vol. 4(2): 144-151

Zimerling M. J., Hochmair E.S.; "EAP recording in Ineraid Patients - Correlations with Psychophysical Measures and Possible Implications for Patient Fitting"; Ear & Hearing; April 2002; 23(2): 81-91

[۱] حامد ساجدی، سید احمد معتمدی، سید محمد فیروزآبادی،

ارائه روش جدید تحریک انتخابگر در سیستم کاشت حلزونی با استفاده از تحریک چند الکترودی غیرهمزمان،

[۱۸] مجله مهندسی پزشکی زیستی، فصلنامه علمی- پژوهشی انجمن مهندسی پزشکی ایران، پاییز ۱۳۸۳

[۱۹] Brill S. M., Gstottner W., Helms J., Ilberg C. V., 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 Otolaryngology, 1997

[۲۰] Frijns J. H. M. et al; "Cochlear Implants. A Modeling Approach"; Den Haag: CIP-Data Koninklijke Bibliotheek; 2000 93124

[۲] Hanekom T.; "Modeling of the Electrode-Auditory Nerve Fiber Interface in Cochlear Prostheses", PhD Thesis, University of Pretoria, June 2001

[۳] Hanekom T.; "ThreeDimensional Spiraling Finite Element Model of the Electrically Stimulated Cochlea"; Ear & Hearing; August 2001; 22(4): 300-315

[۴] Huang Ch. Q., Shepherd R. K., Carter P. M., Seligman P. M., Tabor B.; "Electrical Stimulation of the Auditory Nerve: Direct Current Measurement in vivo"; IEEE Trans. On Biomedical Eng.; April. 1999; 46(4): 461-470

[۵] Jolly C. N., Spelman F. A., Clopton B. M.; "Quadrupolar Stimulation for Cochlear Prostheses: Modeling and Experimental Data"; IEEE Trans. on Biomedical Eng.; August 1996; 43(8): 857-865

[۶] Liang D. H., Lusted H. S., White R. L.; "The Nerve Electrode Interface of the Cochlear Implant: Current Spread"; IEEE trans On Biomedical Eng.; January 1999; 46(1): 39-42

[۷] Litvak, L.; "Toward a Better Speech Processor for Cochlear Implant: Auditory Nerve Response to High Rate Electric Pulse Train"; PhD Thesis, MIT 2002

[۸] Machado G. A. S., Toumazou Ch.; "Analytical Generation of Parameters For In-Vivo Lumped - parameter Models of Implanted and Normal Cochlear"; IEEE-EMBC and CMBEC; 1995; 1607-1608

[۹] 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

[۱۰] Rubinstain J. T.; "Axon Termination Conditions for Electrical Stimulation"; IEEE Trans. on Biomedical Eng.; July 1993; 40(7): 654-663

[۱۱] Sadjedi H., Motamedi S.A., Firoozabadi S. M. P.; "A new modified multi-electrode stimulation method for ECAP recording in cochlear implant"; 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2004; San Francisco, California; Sept., 2004

[۱۲] Sadjedi H., Motamedi S.A., Firoozabadi S. M. P.; "A new method of non-simultaneous multi-electrode stimulation for selective stimulation in cochlear implant"; 2nd IASTED International Conference on Biomedical Engineering BIOMED 04 Innsbruck, Austria; Feb. 2004

[۱۳] Spelman F. A.; "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

[۱۴] Suesserman M. F., Spelman F. A.; "Lumped-Parameter Model for In Vivo Cochlear Stimulation"; IEEE Trans on Biomedical Eng.; March 1993 40(3): 237-244

[۱۵] Suesserman M. F., Spelman F. A.; "Quantitative In Vivo

## ۸- زیر نویس ها

- 1 - Auditory Nerve Fiber
- 2 - Evoked Compound Action Potential
- 3 - Analytic
- 4 - Maxwell
- 5 - Lumped Parameter Model
- 6 - Finite Element
- 7 - Finite Difference
- 8 - Modified Model Based on Permeation Factor
- 9 - Modification Factor (MF)