

A Novel Approach to Computing Induced Electric Fields in Biological Structures Based on Sequences of Transfer Functions

M. Saviz^{1*}, S. Shirinpour², A. Abedi³, R. Faraji-Dana⁴

¹Post-Doctoral Researcher, Bioelectromagnetics Laboratory, School of Electrical and Computer Eng., University of Tehran, Tehran, Iran

²B.Sc. Student, School of Electrical and Computer Eng., University of Tehran, Tehran, Iran

³B.Sc. Student, School of Electrical and Computer Eng., University of Tehran, Tehran, Iran

⁴Professor, Center of Excellence on Applied Electromagnetic Systems, University of Tehran, Tehran, Iran

Abstract

We introduce a new computational approach which is capable of providing estimations of the electric field strength induced in biological bodies at large to ultra-fine scales. The method is theoretically based on multi-scale analysis and excitation of the smaller-scale models by the computed fields at the larger-scale model. The method and its implementation are shown, and as a practical example, the electric field induced inside the plasma membrane has been successfully computed for cells residing at different locations in the human body-model. Also discussed are the origins of the frequency-dependent behavior of the induced field strength and the significance of its practical consequences for bioelectromagnetics.

Key words: Computational Bioelectromagnetics, Multiscale analysis, Dosimetry, Tissue structure, computation of induced fields within the body.

*Corresponding author

Address: Type Approval Antenna Laboratory, School of Electrical and Computer Eng, Technical Campus of the University of Tehran, North Kargar Ave., P.O. Box:14395-515
Tel: +982161114341
Fax: +982188350523
E-mail: msaviz@ut.ac.ir

روشی نوین برای محاسبه میدان‌های الکترومغناطیسی القایی در سلول‌های زیستی بر اساس توالی توابع تبدیل

مهرداد ساویز^{۱*}، سینا شیرین‌پور^۲، اشکان عابدی^۳، رضا فرجی‌دانا^۴

^۱ محقق پسادکتری، آزمایشگاه بیوالکترومغناطیس، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران، تهران.

^۲ دانشجوی کارشناسی مهندسی برق، آزمایشگاه بیوالکترومغناطیس، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران، تهران
sshirinpoor@ut.ac.ir

^۳ دانشجوی کارشناسی مهندسی برق، آزمایشگاه بیوالکترومغناطیس، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران
shcan.abedi@ut.ac.ir

^۴ استاد، قطب علمی سیستم‌های الکترومغناطیسی کاربردی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران reza@ut.ac.ir

چکیده

این مقاله رویکرد محاسباتی جدیدی را معرفی می‌کند که می‌تواند تخمین مناسبی را از میدان‌های القایی در کلی‌ترین تا جزئی‌ترین اجزای بدن حاصل کند. اساس نظری این رویکرد استفاده از تحلیل چندمقیاسی و تحریک مدل‌های مقیاس‌های کوچک‌تر با میدان‌های به دست آمده در حل مقیاس بزرگ‌تر است. شیوه اجرای روش در این مقاله تشریح و با مثالی کاربردی، میدان الکتریکی القایی بر غشای سلولی با موفقیت در چند نقطه از مدل بدن انسان محاسبه شده است. همچنین در مورد منشأ فیزیکی رفتار وابسته به فرکانس نتایج به دست آمده و اهمیت نتایج در حوزه بیوالکترومغناطیس بحث شده است.

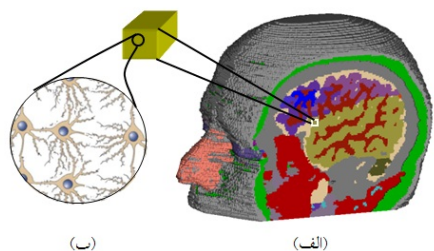
کلیدواژگان: بیوالکترومغناطیس محاسباتی، روش چند مقیاسی، دوزسنجی، ساختار بافت، محاسبه میدان‌های القایی در بدن.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، تقاطع خیابان شهید گمنام و کارگر شمالی، دانشکده فنی دانشگاه تهران، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، آزمایشگاه تأیید نمونه آنتن، کدپستی: ۱۴۳۹۵-۵۱۵
تلفن: ۰۲۱-۶۱۱۱۴۳۴۱، دورنگار: ۰۲۱-۸۸۳۵۰۵۲۳، پیام‌نگار: msaviz@ut.ac.ir

۱- مقدمه

می‌آید که اکثر رایانه‌های موجود قادر به حل آن نخواهند بود. تاکنون بارها در مجامع علمی و در مقالات مرتبط با بیوالکترومغناطیس بر نیاز به روشی مؤثر برای این نوع محاسبات تأکید شده است [۱]. چارچوب نظری محاسبات کامپیوتری چند مقیاسی برای معادله زیستی حرارت در منبع [۲] بررسی شده است و محاسبات در مقیاس سلولی نیز در منابع [۳، ۴] تشریح شده‌اند. تا آن جا که نویسندگان واقف هستند، تاکنون اجرای روش محاسباتی مؤثری برای میدان الکتریکی در مقیاس‌های مختلف بافت زیستی گزارش نشده است. در منبع [۵] به امکان ایجاد روشی جامع با در نظر گرفتن مقیاس‌های مختلف در ساختار زیستی اشاره شده؛ اما حتی در این مرجع نیز روشی عملی برای پیاده‌سازی ارائه نشده است و به احتمال قوی این مقاله اولین نوشته‌ای است که در آن روشی با مشخصات حاضر برای محاسبه میدان الکتریکی در مقیاس‌های مختلف در بیوالکترومغناطیس و برای ساختارهای زیستی مطرح می‌شود.



شکل (۱) - (الف) مدل محاسباتی سر در مقیاس بدن انسان با تفکیک بافت‌های مختلف (همگن) [۷]. این مدل شامل حدوداً ۱۰۵ مکعب (مجهول) است و میدان‌های القا شده در نقاط مختلف آن را می‌توان به عنوان مثال با روش مشهور به تفاضل محدود حوزه زمان^۴ محاسبه کرد. (ب) جزئیات سلولی بافت واقعی نوعی در یک بخش کوچک چند ده میکرومتری از (الف).

به طور خلاصه، در این مقاله، به تشریح چارچوب نظری یک روش محاسباتی جدید و چند مقیاسی در قالب توالی توابع تبدیل فرکانسی می‌پردازیم که برای محاسبه میدان‌های برونزا در درون بافت در ابعاد مختلف تا ابعاد سلولی و کوچک‌تر به سادگی قابل کاربرد بوده؛ امکان مدل‌سازی اجزای بافت‌ها را با دقت دلخواه فراهم می‌کند. بدین ترتیب نه تنها مشکل تعدد

بخشی از حوزه تحقیقاتی بیوالکترومغناطیس محاسباتی شامل شیوه‌های محاسبه میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی القا شده در نقاط مختلف بدن انسان توسط منابع برونزا (خارج از بدن) است [۱-۴]. محاسبات مورد نظر معمولاً سنگین و دشوار است و با رایانه انجام می‌شود، و علت این امر ابعاد قابل توجه بدن انسان، هندسه نسبتاً پیچیده و ناهمگنی آن از نظر خواص الکتریکی (گذردهی و رسانایی) است. این دشواری وقتی بیشتر قابل درک می‌شود که هدف تخمین میدان القایی بر جزء بسیار کوچکی در درون بدن مانند غشای سلولی در بافتی خاص باشد؛ زیرا در این حالت توزیع میدان از دو مقیاس کاملاً متفاوت شامل ساختار کل بدن از یک سو و ناهمگنی مواد مجاور در مقیاس میکرومتری از سوی دیگر، اثر می‌پذیرد. محاسبه میدان در این سطح از ظرافت ساختاری در زمینه نوظهوری مانند دوزسنجی ظریف^۱ اهمیت دارد، به طوری که می‌کوشد به این سؤال پاسخ دهد: آیا ممکن است در حالی که تشعشع مشخصی دمای میانگین کل بافت را به طور نگران‌کننده‌ای افزایش نمی‌دهد، جذب و یا رشد دما در جزء کوچکی اما حیاتی از بافت به شدت افزایش یافته باشد؟ این جزء کوچک می‌تواند یک اندامک سلولی، یا یک قطرک چربی باشد. به این ترتیب محاسبه میدان‌ها در مقیاس میکرومتری نیز اهمیت می‌یابد. چنین محاسباتی همچنین در مطالعه مدخل‌سازی الکتریکی^۲ به منظور انتقال دارو به درون سیتوپلاسم سلولی، تحریک مغز برای درمان افسردگی و بیماری پارکینسون (TMS)^۳، درک نحوه تأثیر امواج بر عملکرد مغز از طریق محاسبه اثر آن بر کانال‌های یونی غشای سلول‌ها [۵]، و نیز از بین بردن تومورهای سرطانی از طریق تمرکز امواج بر آن‌ها [۶]، مطلوب و مورد نیاز خواهد بود.

انجام چنین محاسباتی با مدل‌سازی مستقیم کامپیوتری امکان‌پذیر نیست، زیرا برای تحلیل مسأله‌ای به ابعاد بدن انسان با جزئیاتی در ابعاد سلولی، مسأله‌ای از مرتبه 10^{18} مجهول پدید

^۱Microdosimetry^۴Finite Difference Time Domain (FDTD)^۲Electroporation^۳Transcranial Magnetic Stimulation

ساختاری- که در بسیاری از بافت‌های زیستی به چشم می‌خورد- توجه کنیم. هر بافت معمولاً از چینشی تکرار شونده و در تقریب ریاضی آن، چینشی شبه متناوب از سلول‌ها تشکیل شده است. در برخی بافت‌ها مانند لایه‌های اپی‌تلیال پوست یا قرنیه، شبکه چشم، یا ماهیچه، این چینش کاملاً مشهود است. به این ترتیب معقول است که در اولین تقریب، مقیاس جزئی را دارای ویژگی تناوب بدانیم [شکل (۲)]. مقیاس جزئی معمولاً از طول موج به مراتب کوچک‌تر بوده و شرط مرزی متناوب برای آن با رابطه (۱) بیان می‌شود:

$$\begin{aligned} V(x, y, z) &= V(x + \Delta x, y, z) \\ &= V(x, y + \Delta y, z) + V_0 \\ &= V(x, y, z + \Delta z) \end{aligned} \quad (1)$$

که در آن V توزیع پتانسیل الکتریکی و V_0 اختلاف پتانسیل معادل تحریک با فرض قرار داشتن میدان الکتریکی میانگین در امتداد y است. در منبع [۱۰] بر اساس ملاحظات نظری الکترومغناطیس نشان شده است که با معلوم بودن میانگین فضایی میدان‌ها در چنین ساختاری، تنها یک پاسخ فیزیکی (سازگار با معادلات ماکسول) برای توزیع میدان در مقیاس جزئی وجود دارد. بر این اساس، چنانچه توزیع میدانی معادلات ماکسول را برآورده ساخته، با شرایط مرزی متناوب سازگار بوده و میانگین آن با میانگین به دست آمده از حل مقیاس کلی برابر باشد، آن را به عنوان توزیع میدان صحیح در مقیاس جزئی می‌پذیریم.

یک روش عملی محاسبه میدان در مقیاس جزئی (حل مسأله شکل (۲)) به ازای میدان میانگین، استفاده از ساختار خازنی یا همان شرایط پتانسیل ثابت در دو وجه متقابل واحد تناوب و شرایط نویمان^۵ (صفر بودن مؤلفه عمود میدان بر سطح) در سطوح جانبی دیگر است که به سادگی قابل حل است. این شرایط مرزی معادل با تشکیل الگویی متناوب است که از تقارن آینده‌ای واحد تناوب نسبت به سطوح جانبی به دست می‌آید. وقتی واحد تناوب متقارن باشد، این شرایط دقیقاً معادل با شرایط

مجهولات برطرف شده است و سرعت محاسبات به شدت افزایش یافته؛ بلکه تحلیل بسیاری از مسائل- که تا کنون به علت پیچیدگی هندسی و ناهمگنی مواد غیرممکن تصور می‌شدند- امکان‌پذیر می‌شود. بخش دوم این مقاله به بیان روش و اثبات نظری آن اختصاص دارد. بخش سوم نیز شامل مثالی عددی از کاربرد این روش برای محاسبه رفتار فرکانسی میدان‌های القایی بر غشاهای سلولی نقاط مختلف بدن انسان از سوی یک منبع دور دست (موج تخت) است.

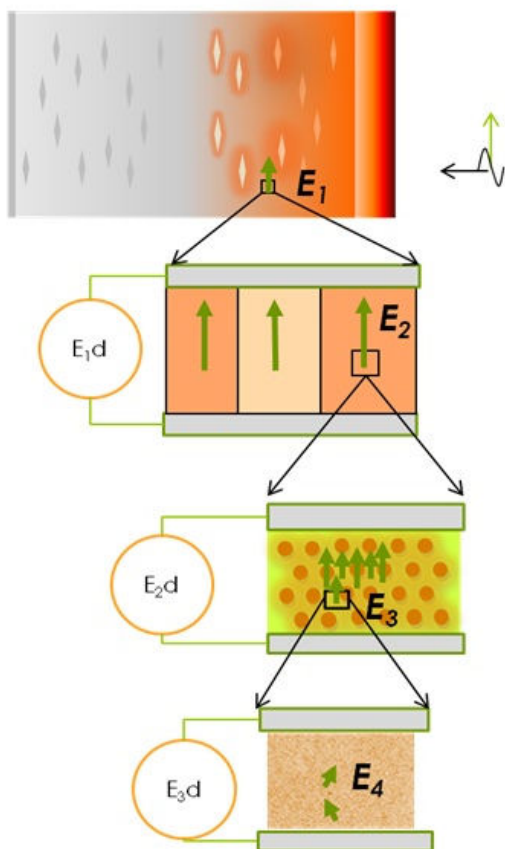
۲- ابزار و روش محاسبات

اگرچه محاسبه میدان‌های القا شده در بافت‌های مختلف بر اساس مدل قسمت (الف) شکل (۱)- که در آن به هر بافت خواص الکتریکی یکنواخت مکانی (همگن) اختصاص داده می‌شود- به رهیافتی معمول تبدیل شده است [۷،۸]؛ نبایست از خاطر برد که بافت‌های زیستی در اصل ناهمگن هستند و توزیع میدان واقعی در مقیاس جزئی تری مانند قسمت (ب) شکل (۱) به علت تفاوت در رسانایی و نیز گذردهی اجزای تشکیل دهنده، حرکت، تجمع و تمرکز بارهای آزاد، توزیعی کاملاً ناهمگن و غیر یکنواخت است. اما واضح است که خواص الکتریکی همگن مورد استفاده در مدل مقیاس بخش (الف) شکل (۱)، باید خواص مؤثر یا برابری خواص مقیاس جزئی باشند [۹] و میدان‌های به دست آمده در هر نقطه از مدل مقیاس کلی قسمت (الف) شکل (۱) نیز در واقع میانگین فضایی (حجمی) توزیع میدان مقیاس جزئی تر بخش (ب) شکل (۱) هستند [۱۰].

اکنون این سؤال مطرح است که آیا با داشتن نتایج تحلیل مدلی در مقیاس کلی بخش (الف) شکل (۱)- که میانگین توزیع میدان‌های مقیاس جزئی تر هستند- می‌توان میدان‌های مقیاس جزئی را بازیابی کرد؟ چنان که در ادامه نشان داده می‌شود، این امر تحت شرایط معقولی که در عمده بافت‌های زیستی برآورده می‌شود؛ امکان‌پذیر است.

به منظور تشریح مطلب، ابتدا باید به ویژگی تکرار الگوهای

⁵Neumann Boundary Conditions



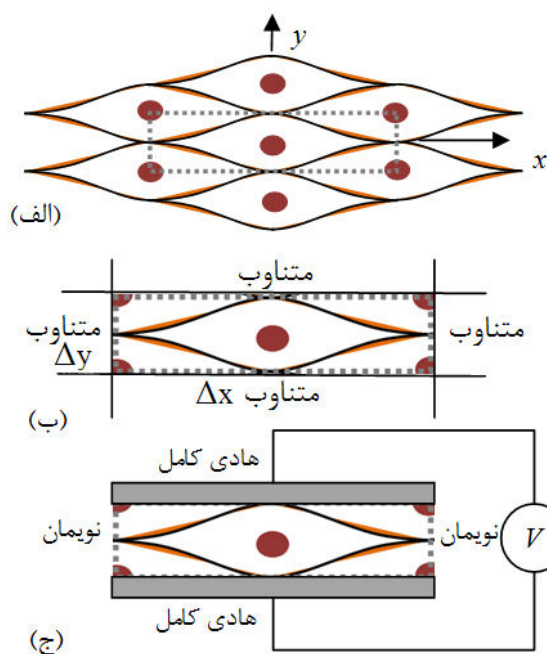
شکل (۳) - نحوه اجرای گام به گام روش چندمقیاسی.

با توجه به آن چه در ضمیمه نشان داده شده است، می توان وجود هر یک از سه مؤلفه فضایی میانگین را با توزیع میدان مشخصی در مقیاس جزئی متناظر کرد. به این ترتیب، توزیع میدان مقیاس جزئی به ازای بردار میانگین میدان الکتریکی که دارای هر سه مؤلفه باشد، از برهم نهی وزن دهی شده توزیع میدان های متناظر با هر مؤلفه فضایی میانگین در مقیاس جزئی به دست می آید، به طوری که وزن هر توزیع با مقدار مؤلفه در بردار میانگین برابر است. از آنجایی که مدل های فرض شده در این مقاله خطی هستند، می توان این فرایند را بر حسب ضرب توابع تبدیل در حوزه فرکانس بیان کرد:

$$\vec{E}_{m+1}(f; \vec{r}_{m+1}) = \vec{T}_{m+1}(f; \vec{r}_{m+1}) \vec{E}_m(f; \vec{r}_m) \quad (۲)$$

که در آن $\vec{E}_m(f; \vec{r}_m)$ بیانگر تابعیت فرکانسی میدان الکتریکی در مکان \vec{r}_m در مقیاس m ام و $\vec{T}_{m+1}(\vec{r}_{m+1})$ تابع

مرزی متناوب خواهند بود [۹]. علاوه بر این مشخص است که حل مسأله خازنی، منطبق بر معادلات ماکسول است و لذا پاسخ یکتا است. در ضمیمه نشان داده شده است که میانگین فضایی میدان ها در ساختار خازنی با شرایط مرزی متناوب برابر با میدان تحریک خازن است. به این ترتیب دستورالعمل نهایی برای بازیابی توزیع میدان جزئی به دست می آید: با قرار دادن واحد آرایه در ساختار خازنی، کافی است میدان تحریک خازن با میدان میانگین به دست آمده از حل مقیاس کلی برابر باشد. توزیع میدان حاصل، همان توزیع میدان مطلوب در مقیاس جزئی خواهد بود. این فرایند در شکل (۳) برای بازیابی متوالی میدان های مقیاس های جزئی (پایین تر) از روی میدان های مقیاس های کلی (بالتر) نمایش داده شده است.

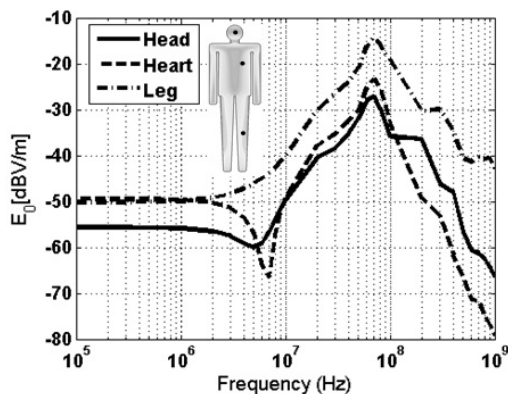


شکل (۲) - مسأله یافتن میدان ها در مقیاس جزئی با تعریف یک واحد تناوب آن و شرایط مرزی متناوب قابل حل است و نیاز به لحاظ کردن مستقیم واحدهای مشابه مجاور در محاسبات نیست. (الف) مسأله متناوب اولیه (ب) مسأله معادل با شرایط مرزی رابطه (۱)، و (ج) روشی برای حل توزیع میدان الکتریکی در مسأله شکل (ب) با فرض تحریک در راستای y .

فرکانس تحلیل بین ۱۰۰ کیلوهرتز تا ۱ گیگاهرتز انتخاب شد و تحلیل شامل دو مقیاس بود: مقیاس کلی، بدن انسان و مقیاس جزئی، چینش سلولی بافت در نظر گرفته شد. منبع تابش امواج در مقیاس کلی، موج تختی بود که از رو به رو بدن می‌تابید و دامنه آن در تمامی فرکانس‌ها، ۱ ولت بر متر بود.

۳-۱- مقیاس کلی: مدل بدن انسان

ساده‌ترین مدل مقیاس کلی، مدل آناتومی با ابعاد داده شده در جدول (۱) و با خواص ماهیچه است که نماینده ویژگی‌های الکتریکی بخش عمده‌ای از بافت‌های بدن به شمار می‌رود. به این ترتیب، قابل تصور است که تحلیل این مدل تقریب اولیه قابل قبولی را از رفتار واقعی بدن در معرض میدان ارائه کند. خواص الکتریکی ماهیچه، با استفاده از فرمول Cole-Cole و ضرایب موجود در مرجع [۱۲] بدست آمد. رفتار فرکانسی شدت میدان‌های القایی در سه نقطه از بدن طی تحلیل کامل در نرم‌افزار CST-MWS [۱۳] به دست آمده؛ در شکل (۴) ارائه شده‌اند.



شکل (۴)- شدت میدان‌های به دست آمده در مقیاس کلی، در سه نقطه متمایز از مدل بدن انسان.

۳-۲- مقیاس جزئی: مدل بافت

برای شبیه‌سازی، بافت را چینش متناوب سلول‌هایی در نظر گرفتیم که فاصله میان آنها را مایع بین سلولی (ECM)^۶ در بر گرفته است. هر سلول با یک بسته سیتوپلاسم با ابعاد ۱۵ میکرومتر مطابق شکل (۵) که دو لایه خارجی آن را احاطه کرده‌اند؛ مدل شد. لایه اول، غشای سیتوپلاسمی است که

تبدیل فرکانسی تانسوری متناظر با مکان \vec{r}_{m+1} در مقیاس جزئی تر $m+1$ ام است که شدت میدان سه مؤلفه فضایی میدان مقیاس جزئی را به ازای هر یک از سه راستای تحریک در خود جای داده است. عناصر این تابع تبدیل از طریق تحلیل واحد تناوب مقیاس مورد نظر در ساختار خازنی در هر یک از سه جهت با میدان تحریک واحد، و ذخیره سه مؤلفه موضعی میدان در مکان مطلوب محاسبه می‌شوند. به این ترتیب، اجرای ریاضی فرایند شکل (۳) معادل با ضرب متوالی توابع تبدیل مقیاس‌های جزئی در توزیع میدان اولیه خواهد بود.

در نهایت لازم است یادآوری کنیم، چنان که در ابتدای بحث نیز ذکر شد، صحت این روش منوط به آن است که خواص الکتریکی مورد استفاده در مقیاس کلی در هر مرحله، برابری خواص الکتریکی مقیاس جزئی تر قبلی در سلسله مراتب شکل (۳) باشند. نحوه حصول این خواص برابری از مقیاس جزئی تابع قواعد موسوم به همگن‌سازی است [۱۰]، که مؤلفان در مطالعه‌ای دیگر به تفصیل به آن پرداخته و نرم‌افزاری را برای کمک به محاسبات مربوط ارائه کرده‌اند [۱۱].

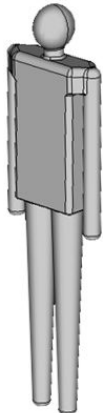
۳- مثال عددی و کاربردها

تخمین میدان‌های القا شده در ابعاد سلولی همواره توجه محققان حوزه بیوالکترومغناطیس بوده است. در میان بخش‌های مختلف سلولی، غشای سیتوپلاسمی بیشتر مورد توجه بوده است؛ زیرا با توجه به وجود مجراهای یونی و نقش تعیین‌کننده پتانسیل الکتریکی غشا در فعالیت و سلامت سلولی، احتمال دارد درک میدان‌های القایی بر غشا، نشانه‌های مناسبی برای درک آثار زیستی امواج بر بدن انسان به دست دهد. در این بخش می‌کوشیم با استفاده از روش محاسباتی ارائه شده در بخش قبل، تخمینی از رفتار فرکانسی میدان القایی بر غشا به دست آوریم. این تحلیل کمک می‌کند دریابیم، زمانی که بدن انسان از بیرون مورد تابش قرار می‌گیرد، در کدام فرکانس‌ها بیشترین میدان به غشا القا می‌شود.

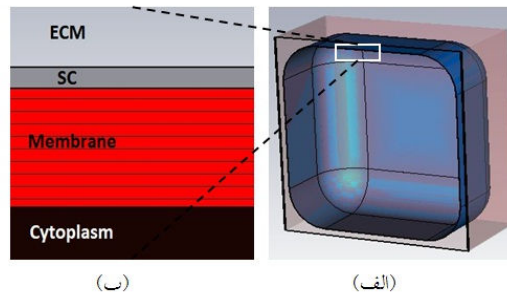
^۶Extracellular Medium

ساختار، تنها یک مولفه دارد. دامنه این توابع تبدیل برای دو نقطه در سلول: درون غشا و درون سیتوپلاسم در شکل (۶) نمایش داده شده است.

جدول (۱) - ویژگی‌های ساختاری مدل در مقیاس کلی

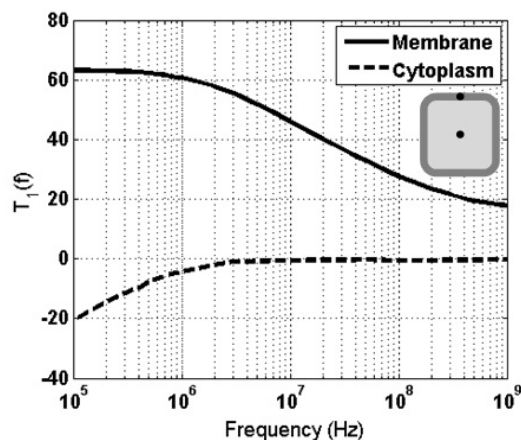
شکل	ابعاد (m)	ساختار
	۱/۶۸	قد
	۰/۱	ارتفاع کتف
	۰/۱۲-۰/۰۷	قطر پا
	۰/۰۱۵	فاصله دست و تنه
	۰/۰۴۵	طول گردن
	۰/۳۰	ارتفاع کتف
	۰/۸۶	طول پا
	۰/۷۰	طول دست
	۰/۰۷	قطر دست
	۰/۱۷، (+)۰/۱۵، (-)۰/۱۸	ابعاد سر
	۰/۰۷۵	قطر گردن
۰/۱۵	عمق ناحیه شکم	

احاطه‌کننده سیتوپلاسم و ضخامت آن ۵/۵ نانومتر است [۱۴]. لایه دوم^۷ (SC) شبیه‌ساز تجمع یون‌ها در خارج غشا به علت لایه باردار قندی است و ضخامت آن ۱ نانومتر است [۱۵]. فاصله سلول‌ها (ECM) ۱ میکرومتر در نظر گرفته شد.



شکل (۵) - (الف) تصویر یک برش واحد تناوب مقیاس جزئی از رو به رو است و شکل (ب) تصویر نزدیک لایه‌های خارجی سلول را نشان می‌دهد. شرایط مرزی تحلیل مشابه قسمت (ج) شکل (۲) انتخاب شده است.

برای خواص الکتریکی وابسته به فرکانس سیتوپلاسم مستقیماً از نتایج تجربی گزارش شده در مطالعه [۱۶] استفاده شد و برای غشای سلولی خواص ثابت $\epsilon\phi=9$ و $\sigma=5/5 \times 10^{-7} S/m$ انتخاب شد. خواص الکتریکی ناحیه SC و ECM مشابه محلول‌های آبی فیزیولوژیک هستند و تنها رسانایی یونی^۸ (DC) ناحیه SC بیشتر و برابر با $10 S/m$ انتخاب شد [۱۵].



شکل (۶) - توابع تبدیل فرکانسی متناظر با غشا و سیتوپلاسم سلولی. واحد محور عمودی dB (دسی‌بل) است.

نتایج تحلیل در ساختار خازنی مورد اشاره در بخش قبل، تابع تبدیل است که در اینجا با توجه به تقارن تحریک و

۴- نتایج و بحث

نتایج به دست آمده در تحلیل مقیاس کلی (بدن) در شکل (۴) در تطابق با پدیده رزونانس، نشان‌دهنده آن است که بیشترین نفوذ در بدن در حوالی چند ده مگاهرتز رخ می‌دهد. در فرکانس‌های کمتر، جابجایی بارهای آزاد در پاسخ به میدان القا شده اولیه و ایجاد میدانی مخالف با میدان بیرونی، باعث کاهش میدان القایی شده؛ در فرکانس‌های بیشتر نیز با افزایش تلف بافت‌ها، انرژی میدان تابشی در سطح بدن جذب شده و کمتر به عمق می‌رسد. لذا رفتار کلی منحنی‌های به دست آمده به طور شهودی قابل درک است. در تحلیل مقیاس جزئی نیز پدیده شناخته شده تقویت غشایی رخ می‌دهد [۱۷، ۱۵]. از آنجایی که غشا رسانایی بسیار ضعیفی دارد، بارهای آزاد یونی در سیتوپلاسم با تجمع بر آن، میدان درون سیتوپلاسم را کاهش می‌دهند و تمام میدان در غشا متمرکز می‌شود. با افزایش فرکانس، آرام آرام غشا - که مشابه خازن فیلتر پایین‌گذر RC عمل می‌کند - ولتاژ کمتری به خود اختصاص می‌دهد و به موازات آن میدان سیتوپلاسم نیز می‌تواند افزایش یابد. فرکانس

⁷Stratum Corneum

⁸Ionic Conductivity; Direct Current Conductivity

آنچه در این تحلیل در خصوص القابذیری غشای سلولی مشاهده شد، می‌تواند نتایج پزشکی قابل توجهی داشته باشد. امکان دارد آثار زیستی امواج الکترومغناطیس بر غشا، در فرکانس‌های کمتر از ۱۰۰ مگاهرتز برجسته‌تر باشند.

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله به اختصار شیوه محاسباتی چندمقیاسی جدیدی را معرفی کردیم که می‌تواند توزیع و رفتار فرکانسی میدان الکتریکی را در سطوح مختلف پیچیدگی بافت‌های زیستی محاسبه کند. رفتار میدان در دو مقیاس کلی و جزئی جداگانه محاسبه شده و از محاسبه مدلی با ابعاد مدل مقیاس کلی اما با قدرت تفکیک عددی مقیاس جزئی پرهیز می‌شود. کاربرد این روش برای تخمین میدان‌های غشایی وقتی انسان در معرض میدانی یکنواخت یا تابش موج تخت با شدت میدان واحد قرار می‌گیرد، نشان داد که غشای سلولی می‌تواند در طیف وسیعی از فرکانس‌ها و تا حدود ۱۰۰ مگاهرتز، گیرنده غالب میدان‌های القایی باشد.

ضمیمه

با در نظر گرفتن رابطه (۱) و قسمت (ب) شکل (۲) می‌توان نشان داد میانگین فضایی توزیع میدان الکتریکی همواره هم‌راستا و برابر با میدان تحریک است. به این منظور تصور کنیم تحریک در امتداد z باشد. میانگین فضایی میدان الکتریکی عبارتست از:

$$\bar{E} = \frac{1}{A_{xy} d_z vol} \int [E_x(\vec{r})\hat{x} + E_y(\vec{r})\hat{y} + E_z(\vec{r})\hat{z}] dx dy dz,$$

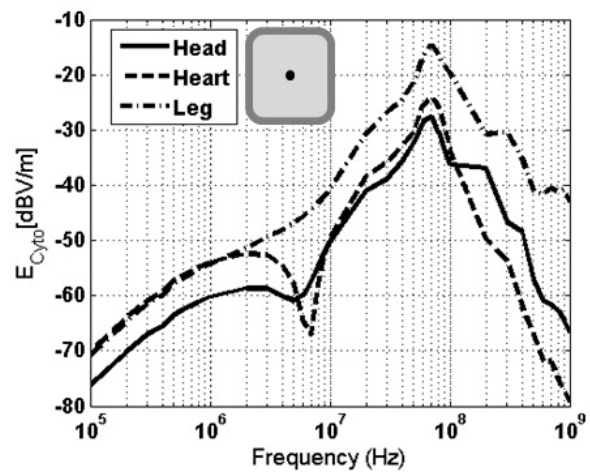
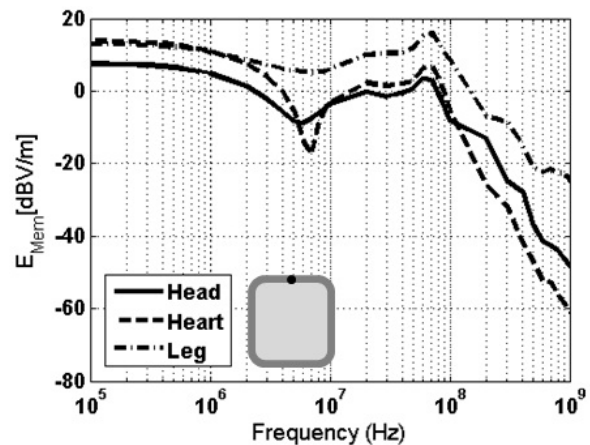
با توجه به (۱) و فرض تناوب پتانسیل،

$$\int_{vol} [E_x(\vec{r})\hat{x} + E_y(\vec{r})\hat{y}] dx dy dz = 0$$

در نتیجه:

$$\bar{E} = \frac{1}{A_{xy} d_z vol} \int [E_z(\vec{r})\hat{z}] dx dy dz = \frac{V_0}{d_z} \hat{z}.$$

گذار این پدیده - که متناظر با افت موسوم به افت بتا در بافت‌های زیستی است - به درستی بین ۱ تا ۱۰۰ مگاهرتز است. حاصلضرب این دو رفتار مطابق رابطه (۲) - که در شکل (۷) نشان داده شده است - پدیده‌ای جدید و جالب را نشان می‌دهد. در فرکانس‌های کم که نفوذ میدان الکتریکی در بدن اندک است، تقویت غشایی باعث شده است میدان القایی بر غشا، همچنان زیاد باشد و حتی چند برابر شدت میدان تابشی باشد. این رفتار به جز یک باند توقف باریک در نمونه قلب و سر، تا حدود ۱۰۰ مگاهرتز ادامه می‌یابد و پس از آن شاهد افت در القابذیری غشای سلولی هستیم. در نمونه قلب و سر، باند توقفی بین ۱ تا ۱۰ مگاهرتز قابل مشاهده است که ناشی از رفتار مقیاس کلی (مدل بدن) است.



شکل (۷) - تخمین رفتار فرکانسی میدان الکتریکی القایی بر غشا و درون سیتوپلاسم سلولی در سه نقطه متمایز از بدن.

۶- مراجع

- [11] Saviz M., et al., A new open-source toolbox for estimating the electrical properties of biological tissues in the terahertz frequency band; *Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves*, 2013; 34(9): 529-538.
- [12] Gabrieiel S., Lau R.W., Gabriel C., The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues; *Phys. Med. Biol.*, 1996; 41: 2271-2293.
- [13] <http://www.cst.com>.
- [14] Simeonova M., Gimsa J., The influence of the molecular structure of lipid membranes on the electric field distribution and energy absorption; *Bioelectromagnetics*, 2006; 27: 652-666.
- [15] Grosse C., Schwan H.P., Cellular membrane potentials induced by alternating fields; *Biophys. J.*, 1992; 63: 1632-1642.
- [16] Gimsa J., Müller T., Schnelle T., Fuhr G., Dielectric Spectroscopy of Single Human Erythrocytes at Physiological Ionic Strength: Dispersion of the Cytoplasm; *Biophysical Journal*, 1996; 71: 495-506.
- [17] Gowrishankar T.R., Weaver J.C., An approach to electrical modeling of single and multiple cells; *PNAS*, 2003; 100(6): 3203-3208.
- [1] Sheppard A., Roland G., FGF. [Online]. http://www.fgf.de/english/research_projects/workshops.html; 2001
- [2] Hochmuth R., Deuflhard P., Multiscale analysis for the Bio-heat transfer equation; Final Report, ZIB (Konrad-Zuse Zentrum fuer Informationstechnik Berlin), April 2003.
- [3] Corovic S., Lackovic I., Sustaric P., Sustar T., Rodic T., Miklavcic D., Modeling of electric field distribution in tissues during electroporation; *BioMedical Engineering OnLine*, 2013; 12 (16).
- [4] Liberti M., Apollonio F., Merla C., D'Inzeo G., Microdosimetry in the microwave range: a quantitative assessment at single cell level; *IEEE Trans. Antennas and Wireless Propag. Lett.*, 2009; 8: 865-869.
- [5] Apollonio F., Liberti M., D'Inzeo G., Tarricone L., Integrated Models for the Analysis of Biological Effects of EM Fields Used for Mobile Communications; *IEEE Trans Microwave Theory Tech.*, 2000; 48(11): 2082-20950.
- [6] Esser A.T., Smith K.C., Gowrishankar T.R., Weaver J.C., Towards Solid Tumor Treatment by Irreversible Electroporation: Intrinsic Redistribution of Fields and Currents in Tissue; *Technology in Cancer Research and Treatment*, 2007; 6(4): 261-276.
- [7] Zubal I.G., et al., Computerized three-dimensional segmented human anatomy; *Medical Physics*, 1994; 21(2): 299-302.
- [8] Alekseev S.I., Radzievsky A.A., Logani M.K., Ziskin M.C., MillimeterWave Dosimetry of Human Skin; *Bioelectromagnetics*, 2008; 29: 65-70.
- [9] Huclova S., Erni D., Fröhlich J., Modelling and validation of dielectric properties of human skin in the MHz region focusing on skin layer morphology and material composition; *J. Physics D: Applied Physics*, 2012; 45: 025301.
- [۱۰] ساویز م، تحلیل ساختارهای الکترومغناطیسی پریودیک با استفاده از معادلات انتگرالی و کاربرد آن در ساختارهای زیستی در ابعاد سلولی؛ رساله دکتری، دانشگاه تهران، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، بهمن ماه ۱۳۹۲.