



УДК 621.3:577.3:004.94

**А. Д. Подольцев**, д-р техн. наук, **И. Н. Кучерявая**, канд. техн. наук  
Ин-т электродинамики НАН Украины  
(Украина, 03680, Киев-57, пр-т. Победы 56,  
тел. (044) 454 25 68, Email: podol@ied.org.ua)

### **Компьютерное исследование распределения внешнего переменного электрического поля в теле человека**

Метод многомасштабного моделирования применен к анализу распределения внешнего электрического поля в теле человека как многоуровневой иерархической структуре. Показано, что для получения достоверных значений электрического поля на клеточном уровне у человека, находящегося под высоковольтной линией электропередачи, требуется последовательное решение ряда полевых задач на различных пространственных уровнях, а именно: расчет поля высоковольтной линии, поля в теле человека, поля в клетке, а затем поля в отдельной поре клеточной мембраны.

Метод багатомасштабного моделювання застосовано до аналізу розподілення зовнішнього електричного поля в тілі людини як багаторівневої ієрархічної структури. Показано, що для отримання достовірних значень електричного поля на клітинному рівні у людини, що знаходиться під високовольтною лінією електропередачі, є необхідним послідовне розв'язання ряду польових задач на різних просторових рівнях, а саме: розрахунок поля високовольтної лінії, поля в тілі людини, поля в клітині, а потім поля в окремій порі клітинної мембрани.

*К л ю ч е в ы е с л о в а : многомасштабное моделирование, иерархическая структура, пространственный уровень, переменное электрическое поле, электрический диполь, биологическая клетка, клеточная мембрана, пора мембраны.*

Находясь в непосредственной близости к мощным электроэнергетическим устройствам, человек испытывает воздействие внешнего электромагнитного поля. Примером таких устройств являются высоковольтные линии электропередачи, испытательное высоковольтное оборудование, а также природный «электрофизический комплекс», генерирующий разряд молнии. Изучение вопросов электромагнитной совместимости обслуживающего персонала с такими устройствами обуславливает необходимость проведения анализа электромагнитных процессов в теле человека при воздействии на него внешнего электромагнитного поля с последующим

привлечением специалистов в области медицины и биофизики для детального изучения кратковременных и отдаленных во времени последствий электромагнитного воздействия на человека.

Одним из современных методов анализа индуцированных токов в теле человека является метод компьютерного моделирования. Такой метод включает разработку математических моделей электромагнитных процессов в теле человека и окружающей среде, численную реализацию математических моделей на компьютере, подтверждение достоверности полученных результатов, выявление различных механизмов электромагнитного воздействия и их количественный анализ, а также прогнозирование возможных последствий такого воздействия.

Все живые организмы, в том числе человек, имеют сложную внутреннюю многоуровневую иерархическую структуру, что свидетельствует о безграничной гетерогенности живых систем [1]. В связи с этим детальный анализ распределения электромагнитного поля в теле человека возможен на основе метода многомасштабного моделирования при рассмотрении процессов на различных пространственных уровнях и «сшивании» решений, относящихся к соседним уровням [2].

Один из возможных подходов к выделению таких пространственных уровней применительно к рассматриваемой задаче показан на рис. 1 (см. вклейку). Исследуя в качестве примера воздействие электрического поля высоковольтной линии электропередачи, на первом шаге следует определить поле в линии без учета присутствия человека, а затем — в теле человека, выбирая характерный размер (приблизительно 1 м). Учитывая при этом расположение внутренних органов, их геометрию, электрические свойства и характеристики, можно получить локальные значения поля в различных точках тела человека и определить зоны максимального поля. Зная распределение поля на уровне тела человека, на следующем шаге можно перейти на более низкий пространственный уровень — уровень отдельной клетки с характерным размером приблизительно 100 мкм.

В результате решения соответствующей полевой задачи получаем значения поля в различных точках биологической клетки, в том числе в клеточной мембране, т.е. определяем поле на клеточном пространственном уровне, без знания которого невозможно анализировать движение ионов в клетке под действием внешних сил. Зная поле в объеме мембраны, переходим на следующий, более низкий по иерархии, пространственный уровень — уровень отдельной поры в мембране с характерным размером до 10 нм (см. рис. 1 на вклейке).

Следует заметить, что только процедура последовательного решения ряда полевых задач на различных пространственных уровнях с переносом решения на следующий пространственный уровень позволяет получить в

каждом конкретном случае внешнего электромагнитного воздействия достоверные значения величины поля на уровне клеточных и субклеточных структур в теле человека. При этом знание величины поля именно на уровне клетки и мембраны является исходной информацией, позволяющей биофизикам и медикам анализировать движение ионов и электрических диполей и прогнозировать возникновение различных эффектов, вызванных биологическим воздействием внешнего электрического поля на человека. К числу таких уже известных эффектов могут быть отнесены следующие [3—5]:

электропорация или кратковременное повышение проницаемости пор, входящих в структуру клеточной мембраны, под действием импульсного электрического поля, превышающего некоторую критическую величину;

электрослияние мембран;

движение клеток в электрическом поле (электрофорез, диэлектрофорез, электровращение);

деформация мембран под действием электрических сил;

электротрансфекция, т. е. введение в клетку носителей зарядов, содержащих лекарственные вещества или молекулы инородных ДНК;

электрическая активация и стимуляция биохимических процессов в клетке.

Будем рассматривать математические модели для анализа методом многомасштабного моделирования электрического поля в теле человека на различных пространственных уровнях:

- 1) электрического поля высоковольтной линии электропередачи,
- 2) поля в теле человека,
- 3) поля в клетке,
- 4) поля в поре клеточной мембраны.

Анализируя результаты компьютерных расчетов, исследуем эффект возможного усиления электрического поля при переходе с одного пространственного уровня на другой, более низкий уровень. Кроме того, покажем, что понятие локального поля в биологических системах, имеющих сложную иерархическую структуру и испытывающих воздействие внешнего электромагнитного поля, требует не только конкретизации определенной «точки» пространства, но и строгой привязки ее к тому пространственному уровню, на котором рассматривается процесс.

**Переменное электрическое поле высоковольтной воздушной линии электропередачи на пространственном уровне человека.** В качестве источника внешнего электрического поля рассматривается высоковольтная линия электропередачи напряжением 110 кВ. Электромагнитное поле в пространстве вокруг воздушной линии обусловлено наличием,

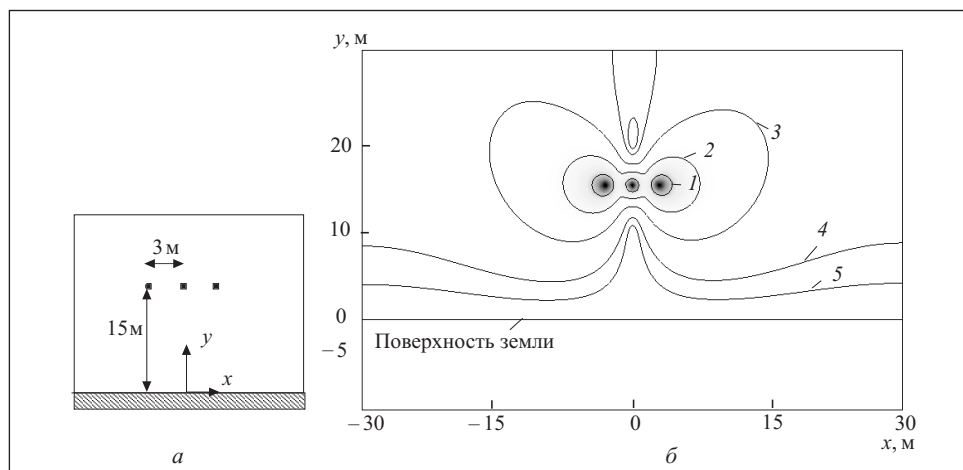


Рис. 2. Расчетная область с тремя проводами, к которой приложено напряжение (а) и распределение электрического потенциала исследуемой воздушной линии электропередачи (б): 1 —  $|\phi| = 20$  кВ; 2 —  $|\phi| = 10$  кВ; 3 —  $|\phi| = 5$  кВ; 4 —  $|\phi| = 2$  кВ; 5 —  $|\phi| = 1$  кВ

во-первых, высокого электрического потенциала на проводниках линии, создающего потенциальное квазиэлектростатическое поле в окружающем пространстве, и, во-вторых, переменных токов в проводниках линии, создающих переменное магнитное поле и индуцированное вихревое электрическое поле в окружающем пространстве. Предварительные оценки свидетельствуют о том, что в воздушных линиях электропередачи величина напряженности потенциального электрического поля значительно превышает величину вихревого электрического поля. В связи с этим будем рассматривать только потенциальную составляющую электрического поля. Учет вихревой составляющей электрического поля имеет ряд особенностей и требует отдельного рассмотрения.

Задачу на пространственном уровне человека решим в два этапа. Сначала проведем расчет поля воздушной линии электропередачи без учета присутствия поблизости человека, а затем на основе полученных результатов выполним расчет поля в окрестности тела человека и в его объеме.

**Двумерное квазиэлектростатическое поле воздушной линии электропередачи напряжением 110 кВ.** Для определения квазиэлектростатического поля примем следующие допущения:

проводники линии бесконечно протяженные и расположены параллельно поверхности земли, что позволяет рассматривать задачу в двумерной постановке;

влиянием короны в проводниках пренебрегаем.

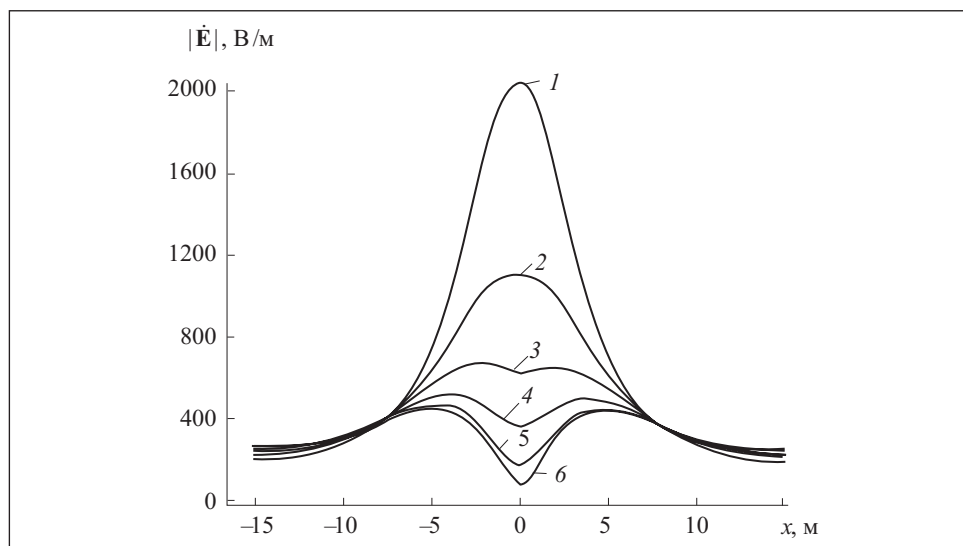


Рис. 3. Распределение напряженности электрического поля  $|\dot{\mathbf{E}}|$  под воздушной линией электропередачи на различном расстоянии от поверхности земли  $h$ : 1 —  $h = 10$  м; 2 —  $h = 8$  м; 3 —  $h = 6$  м; 4 —  $h = 4$  м; 5 —  $h = 2$  м; 6 —  $h = 0$

Расчетная область, включающая рассматриваемую линию, с указанием основных геометрических размеров представлена на рис. 2, а. Распределение комплексной величины электрического потенциала  $\dot{\phi}$  в воздушной среде пространства (рис. 2, б) описывается следующим дифференциальным уравнением:

$$\nabla \cdot (-\varepsilon_0 \nabla \dot{\phi}) = 0,$$

где  $\varepsilon_0$  — абсолютная диэлектрическая проницаемость вакуума.

Внутренние и внешние граничные условия определяем так. На поверхности проводников задаем действующие значения электрических потенциалов в виде  $\dot{\phi}_1 = U_0 e^{j0}$ ,  $\dot{\phi}_2 = U_0 e^{j2\pi/3}$ ,  $\dot{\phi}_3 = U_0 e^{j4\pi/3}$ , что характеризует симметричный режим работы. Рассматриваем линию с действующим значением межфазного напряжения 110 кВ, что соответствует потенциалу на каждой фазе по отношению к земле  $U_0 = 110/\sqrt{3}$  кВ. На поверхности земли выбираем нулевой потенциал, а на верхней и боковых границах расчетной области задаем условие электрической изоляции —  $\partial \dot{\phi} / \partial n = 0$ . Поставленная задача решена численно методом конечных элементов с помощью программы Comsol 3.4 [6].

Как видно из рис. 3, наибольшее значение напряженности квазиэлектростатического поля  $|\dot{\mathbf{E}}|$  ( $\dot{\mathbf{E}} = -\nabla \dot{\phi}$ ) вблизи поверхности земли (на расстоянии до двух метров) достигается на расстоянии приблизительно 10 м

по обе стороны от центрального провода линии. Напряженность электрического поля здесь составляет приблизительно 0,45 кВ/м. Это значение будем использовать далее при расчете напряженности электрического поля в теле человека, полагая, что он находится именно в зоне с максимальным полем.

**Трехмерное электрическое поле в теле человека.** Для расчета поля в теле человека выделим вокруг него относительно небольшую расчетную область в форме параллелепипеда с размерами 2×2×4 м (рис. 4, *a* на вклейке). При воздействии переменного квазиэлектростатического поля в воздушной среде протекают токи смещения, а в теле человека — преимущественно токи проводимости (при частоте внешнего поля 50 Гц). Учитывая это обстоятельство, распределение комплексной величины электрического потенциала  $\dot{\phi}$  в теле человека и в окружающей его воздушной среде описывается системой уравнений

$$\begin{aligned}\nabla \cdot \dot{\mathbf{J}}_t &= 0, \\ \dot{\mathbf{J}}_t &= \sigma(\mathbf{r}) \dot{\mathbf{E}} + j\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r(\mathbf{r}) \dot{\mathbf{E}}, \\ \dot{\mathbf{E}} &= -\nabla \dot{\phi},\end{aligned}$$

которая после простых преобразований сводится к дифференциальному уравнению вида

$$\nabla \cdot (-(\sigma(\mathbf{r}) + j\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r(\mathbf{r})) \nabla \dot{\phi}) = 0. \quad (1)$$

Здесь  $\dot{\mathbf{J}}_t$  — плотность полного тока, включающего ток проводимости и ток смещения;  $\sigma$  и  $\varepsilon_r$  — электропроводность и относительная диэлектрическая проницаемость, которые в общем случае являются функциями пространственной координаты; для области воздуха —  $\sigma = 0$ ,  $\varepsilon_r = 1$ . Тело человека рассматривается как гомогенная изотропная среда, характеризуемая следующими усредненными значениями параметров:  $\sigma = 0,5$  См/м,  $\varepsilon_r = 80$ ; частота изменения поля  $\omega = 314$  с<sup>-1</sup>.

Граничные значения для потенциала показаны на рис. 4, *a* (см. вклейку). На верхней границе значение потенциала определено так: 0,45 кВ/м × 4 м = 1,8 кВ. Решение краевой задачи выполнено численно методом конечных элементов в вычислительной среде программы Comsol 3.4.

Распределение электрического поля в воздухе вокруг тела человека показано на рис. 4, *б* (см. вклейку), из которого видно, что величина поля достигает максимального значения в верхней точке поверхности головы и составляет приблизительно 13 кВ/м. Следует заметить, что величина среднего поля в расчетной области без присутствия человека равна 0,45 кВ/м. Таким образом, под действием внешнего электрического поля заряды в

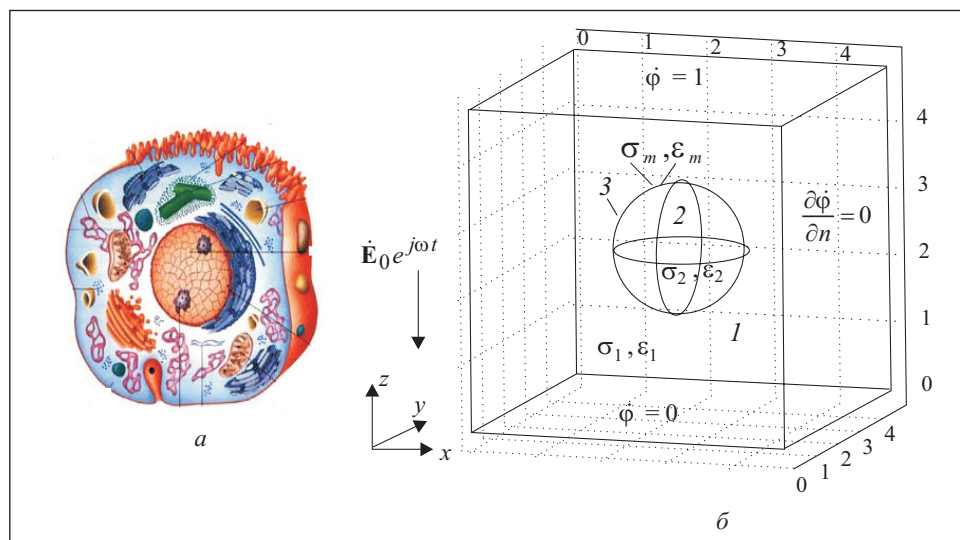


Рис. 5. Сложная структура клетки (а) и трехмерная расчетная область с упрощенной моделью клетки (б): 1 — внеклеточное пространство; 2 — внутриклеточное пространство; 3 — клеточная мембрана

теле человека концентрируются на его поверхности (особенно на поверхности головы при вертикальном положении тела) и приводят к увеличению более чем на порядок максимального значения внешнего электростатического поля в воздухе над верхней частью головы.

Наряду с увеличением внешнего электрического поля в воздухе происходит значительное уменьшение электрического поля в теле человека. Это подтверждают данные, приведенные на рис. 4, в (см. вклейку). Область с относительно большим значением поля локализована в зоне головы, шеи и верхней части грудной клетки. Максимум поля достигается в области шеи и щитовидной железы и в рассматриваемом случае составляет 0,32 мВ/м. Следует заметить, что максимальные значения поля и плотности тока находятся именно в области шеи, так как эта зона представляет собой самое «узкое» место на пути токов проводимости, протекающих вдоль тела человека и замыкающихся в воздухе через токи смещения.

Полученное значение поля (0,32 мВ/м) будем использовать далее для анализа величины электрического поля на уровне клетки и отдельной поры применительно к исследуемому случаю воздействия на человека электрического поля воздушной линии электропередачи напряжением 110 кВ.

**Переменное электрическое поле на уровне клетки.** Клетка живого организма имеет сложную структуру, схематически показанную на рис. 1 и 5, а [7]. Биологическая клетка включает мембрану и внутриклеточную

среду, которая, в свою очередь, состоит из ядра и цитоплазмы, где также находится ряд структурных клеточных компонентов. Характерными размерами клетки человека и ее мембраны являются диаметр клетки  $D \approx 7 \div 200$  мкм и толщина мембраны  $\Delta_m \approx 5 \div 10$  нм.

Для анализа электромагнитных процессов, как правило, принимают упрощенную модель клетки, полагая, что она имеет сферическую форму, и выделяя в ней три основные объемные фазы гетерогенной структуры клетки и окружающей среды [8, 9], а именно внеклеточную среду, мембрану и внутриклеточную среду, которые в первом приближении можно рассматривать как гомогенные среды. Они обладают одновременно проводящими и диэлектрическими свойствами — электропроводностью  $\sigma(\mathbf{r})$  и диэлектрической проницаемостью  $\varepsilon(\mathbf{r})$ . Будем рассматривать именно такую упрощенную модель клетки.

**Постановка задачи и ее решение.** Расчетная область представляет собой куб, содержащий биологическую клетку в форме сферы диаметром  $D = 20$  мкм (рис. 5, б). В этой области выделяются три подобласти с различными электрофизическими характеристиками ( $\sigma$  и  $\varepsilon$ ). Особенностью рассматриваемой задачи является относительно малая толщина клеточной мембраны:  $\Delta_m / D \approx 2,5 \cdot 10^{-4}$ . В силу этого в расчетной модели рассматриваются только две пространственные подобласти — внеклеточная среда и внутриклеточная среда, а наличие мембраны учитывается заданием специальных внутренних граничных условий на поверхности клетки, так называемых поверхностных граничных условий, характеризующих свойства мембраны [10].

Рассмотрим случай воздействия внешнего электрического поля, изменяющегося во времени по гармоническому закону  $\mathbf{E}_0 \exp(j\omega t)$ . Будем решать задачу в трехмерной постановке и квазиэлектростатическом приближении, когда влиянием переменного магнитного поля и индуцированного от его действия электрического поля можно пренебречь. В таком приближении распределение электрического поля характеризуется скалярным электрическим потенциалом  $\phi(\mathbf{r})$ , удовлетворяющим дифференциальному уравнению (1):

$$\nabla \cdot (-(\sigma(\mathbf{r}) + j\omega\varepsilon_0\varepsilon_r(\mathbf{r})) \nabla \phi) = 0, \quad (2)$$

где  $\sigma(\mathbf{r})$  и  $\varepsilon_r(\mathbf{r})$  — электропроводность и относительная диэлектрическая проницаемость соответствующей биологической среды, зависящие от пространственной координаты. Например, величина электропроводности

$$\sigma(\mathbf{r}) = \begin{cases} \sigma_1 - \text{во внеклеточной среде,} \\ \sigma_2 - \text{внутри клетки.} \end{cases}$$



Аналогичное выражение можно записать для диэлектрической проницаемости.

Одна из основных задач расчетной модели — учет электрических процессов в тонкой мембране, имеющей толщину  $\Delta_m$  и электрические параметры  $\sigma_m$  и  $\varepsilon_m$ . В данном случае наличие тонкой мембраны будем учитывать заданием специальных граничных условий на границе между внешним и внутренним пространством клетки. Примем следующие граничные условия.

Предположив, что электрический потенциал по толщине мембраны изменится согласно линейному закону, запишем выражение для направленной по нормали плотности полного тока в области мембраны:

$$\mathbf{n} \cdot \mathbf{J}_t^{(m)} = (\sigma_m + j\omega\varepsilon_0\varepsilon_m) \frac{\phi_2 - \phi_1}{\Delta_m}.$$

На основании равенства  $\nabla \cdot \mathbf{J}_t = 0$  нормальная компонента плотности полного тока  $\mathbf{J}_t$  является непрерывной функцией на внутренней и наружной поверхностях клетки. Следовательно, на внешней поверхности клетки (или мембраны)

$$\mathbf{n} \cdot \mathbf{J}_t^{(1)} = \mathbf{n} \cdot \mathbf{J}_t^{(m)} = (\sigma_m + j\omega\varepsilon_0\varepsilon_m) \frac{\phi_2 - \phi_1}{\Delta_m}, \quad (3)$$

на внутренней поверхности клетки (или мембраны)

$$\mathbf{n} \cdot \mathbf{J}_t^{(2)} = \mathbf{n} \cdot \mathbf{J}_t^{(m)} = (\sigma_m + j\omega\varepsilon_0\varepsilon_m) \frac{\phi_2 - \phi_1}{\Delta_m}. \quad (4)$$

Выражения (3) и (4) представляют собой внутренние поверхностные граничные условия на границе раздела внеклеточной и внутриклеточной сред и описывают электрические свойства мембраны. Граничные значения электрического потенциала на внешних границах расчетной области приведены на рис. 5, б.

Численное решение задачи (2)—(4) со сложными внутренними граничными условиями проведено методом конечных элементов, реализованным в программном пакете Comsol. Исходные данные для компьютерных расчетов [11—13] следующие:

Радиус клетки, $r$ . . . . .	$10^{-5}$ м
Толщина мембраны, $\Delta_m$ . . . . .	$5 \cdot 10^{-9}$ м
Электропроводимость внеклеточной среды, $\sigma_1$ . . . . .	1,2 См/м
Электропроводимость внутриклеточной среды, $\sigma_2$ . . . . .	0,3 См/м
Электропроводимость клеточной мембраны, $\sigma_m$ . . . . .	$3 \cdot 10^{-7}$ См/м
Диэлектрическая постоянная внеклеточной среды, $\varepsilon_1$ . . . . .	72,3

Диэлектрическая постоянная внутриклеточной среды, $\epsilon_2$ . . . . .	72,3
Диэлектрическая постоянная мембраны, $\epsilon_m$ . . . . .	5,0
Радиус канала, формируемого порой в мембране, $r_p$ . . . . .	$0,5 \cdot 10^{-9}$ м
Электропроводность поры, $\sigma_p$ . . . . .	0,1 См/м

Сначала проведем предварительный качественный анализ электромагнитных процессов при указанных исходных данных. Известно, что слабо проводящая диэлектрическая среда с постоянными значениями параметров  $\sigma$ ,  $\epsilon$  имеет диэлектрическое (максвелловское) время релаксации  $\tau = \epsilon_0 \epsilon / \sigma$ . В случае, когда частота внешнего электрического поля  $f$  мала, так что выполняется условие  $f \ll \tau^{-1}$ , среда может рассматриваться как проводник, по которому во внешнем электрическом поле протекает ток проводимости  $\mathbf{J}_c = \sigma \mathbf{E}$ , значительно превышающий по величине ток смещения. При быстро меняющемся внешнем поле с частотой  $f \gg \tau^{-1}$  в среде преобладают токи смещения плотностью  $\mathbf{J}_d = j\omega \epsilon_0 \epsilon \mathbf{E}$ . При  $f \approx \tau^{-1}$  порядок величин этих токов один и тот же.

В рассматриваемом случае обратные величины времени релаксации для каждой из областей согласно исходным данным имеют такие значения:  $\tau_1^{-1} = 1,9 \cdot 10^9 \text{ с}^{-1}$ ,  $\tau_2^{-1} = 4,7 \cdot 10^8 \text{ с}^{-1}$ ,  $\tau_m^{-1} = 6,8 \cdot 10^3 \text{ с}^{-1}$ . Следовательно, при низкой частоте ( $f < 10^4$  Гц) все среды носят преимущественно резистивный характер. Тогда в силу большого сопротивления мембраны следует ожидать протекания малого тока через внутренний объем клетки, т. е. мембрана в этом случае будет выступать в качестве электрического экрана для внутриклеточной среды. При высокой частоте ( $f \gg 10^4$  Гц) через мембрану протекает большой емкостной ток, вследствие чего экранирующие свойства мембраны снижаются. Это подтверждается результатами количественного анализа распределения электрического поля в объеме клетки. Аналогичные результаты были получены ранее [14] для случая воздействия импульсного электрического поля.

**Анализ результатов расчета.** На рис. 6 показано полученное в результате расчета распределение величин  $\phi$  и  $J_t$  для трех значений частоты электрического поля  $f$ . При низкой частоте в силу большого омического сопротивления мембраны и малого тока смещения в ней (пропорционального частоте) мембрана является барьером для тока  $\mathbf{J}_t$ , который, как видно из рис. 6, *a*, обтекает клетку со всех сторон. Этот процесс сопровождается накоплением большого заряда на внешней и внутренней поверхностях мембраны и значительным падением напряжения на мембране, т. е. появлением так называемого трансмембранного потенциала (рис. 7).

При увеличении частоты полное комплексное сопротивление мембраны снижается вследствие уменьшения реактивного сопротивления мембраны  $1/\omega C'_m$ , где  $C'_m$  — емкость единицы поверхности мембраны. При этом

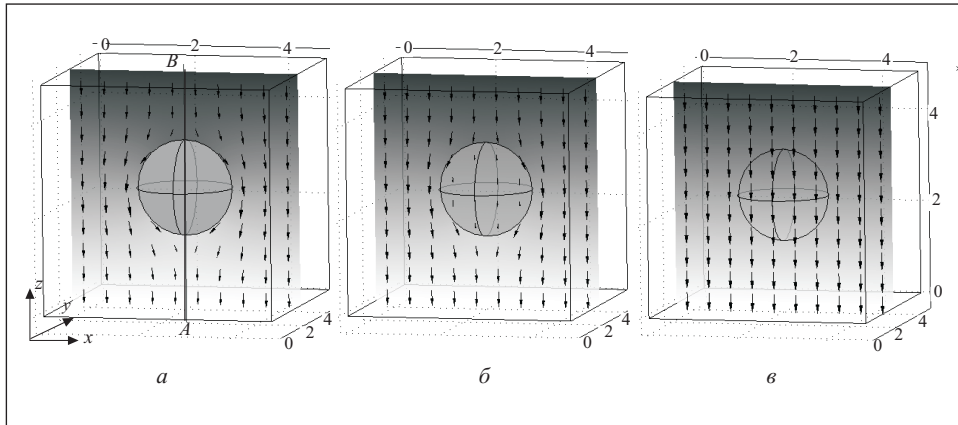


Рис. 6. Расчетное распределение потенциала  $\phi$  (оттенки серого цвета) и вектора плотности полного тока  $\mathbf{J}_t$  (стрелки) в срединном сечении исследуемой области: *a* —  $f=10^2$  Гц; *б* —  $f=10^6$  Гц; *в* —  $f=10^9$  Гц

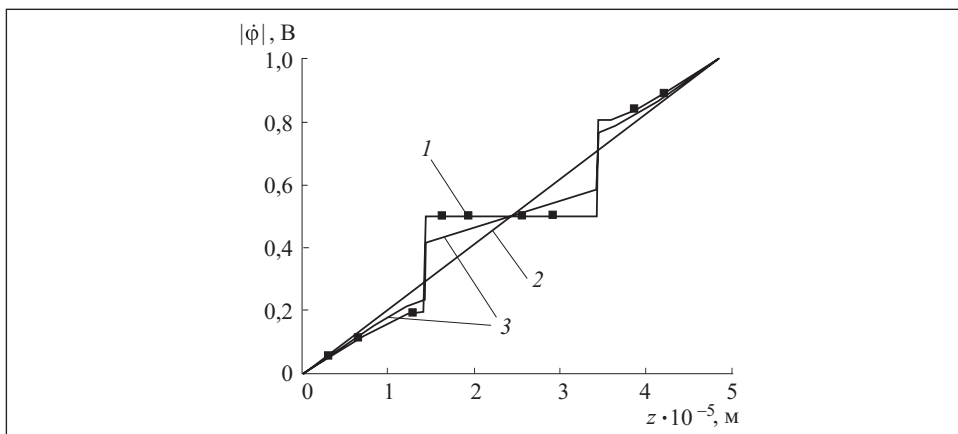


Рис. 7. Распределение электрического потенциала  $|\phi|$  вдоль линии *AB* (см. рис. 6, *a*) при различной частоте  $f$  электрического поля: 1 —  $f=10^2$  Гц; 2 —  $f=10^9$  Гц; 3 —  $f=10^6$  Гц

возрастает часть тока, протекающего по внутреннему объему клетки, и уменьшается падение напряжения на мембране (см. рис. 6, *б*). В случае высокой частоты величина  $\mathbf{J}_t$  во внутреннем объеме клетки практически равна величине тока во внеклеточном пространстве (см. рис. 6, *в*).

Показанное на рис. 7 распределение электрического потенциала вдоль диаметра по высоте клетки позволяет количественно определить величину падения напряжения  $V_m$  на мембране. При наложении на объем клетки и внеклеточное пространство внешнего электрического поля со средним

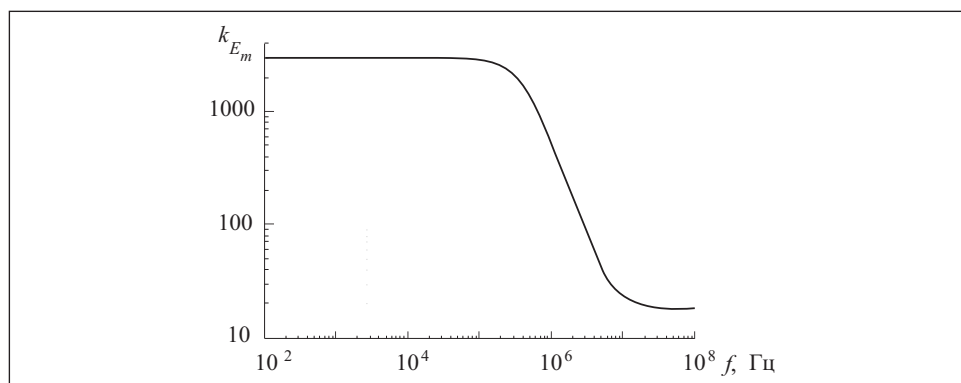


Рис. 8. Зависимость коэффициента  $k_{E_m}$  усиления напряженности электрического поля в мембране клетки от частоты

значением напряженности в расчетной области  $\langle E \rangle = U / h$  в клеточной мембране возникает сильное электрическое поле с напряженностью  $E_m = V_m / \Delta_m$ , где  $\Delta_m$  — толщина мембраны.

Из приведенных на рис. 6 и 7 расчетных данных следует, что величина  $E_m$  является функцией частоты приложенного поля. Для количественной характеристики этой зависимости будем использовать безразмерный коэффициент усиления внешнего электрического поля в мембране, определяемый выражением  $k_{E_m} = E_m / \langle E \rangle$ . На рис. 8 представлена расчетная зависимость этого коэффициента от частоты. Как видим, при частоте  $f < 10^5$  Гц в мембране преобладают токи проводимости, величина которых мала вследствие малой электропроводности мембраны. Поэтому в объеме мембраны происходит «усиление» внешнего электрического поля. Поле в мембране в рассматриваемом случае превышает приложенное поле приблизительно в 3000 раз. В этом диапазоне частот величина  $k_{E_m}$  несущественно зависит от частоты  $f$ .

В случае, когда  $10^5 < f < 10^7$  Гц, роль токов смещения в мембране резко возрастает, что приводит к уменьшению уровня электрического поля в мембране при возрастании частоты. В этом частотном диапазоне мембрана практически утрачивает функции барьера для прохождения тока внутрь клетки. При  $f > 10^7$  Гц поле в мембране относительно невелико (приблизительно  $20 \langle E \rangle$ ) и несущественно зависит от частоты. В целом значение поля в мембране определяется соотношением параметров трех сред: мембраны, внеклеточного и внутриклеточного пространств.

Для оценки величины поля в клеточной мембране на рассматриваемом масштабе уровне клетки примем  $\langle E \rangle = 0,32$  мВ/м. Это максималь-

ное значение поля в теле человека, полученное в результате решения полевой задачи на предыдущем пространственном уровне, т. е. на уровне человека, находящегося под линией электропередачи 110 кВ. Тогда с учетом приведенных на рис. 8 данных получим максимальное значение поля в мембране:

$$E_m = 3000 \cdot 0,32 \text{ В/м} = 0,96 \text{ мВ/м} \approx 1 \text{ В/м.}$$

При более детальном рассмотрении клеточной мембраны необходимо учитывать ее сложную структуру, в частности наличие в ней пор, обеспечивающих транспортировку ионов и молекул различных веществ как внутрь клетки, так и во внешнюю среду. Выявленное ранее значение поля в мембране, увеличенное под воздействием внешнего электрического поля, может приводить к дальнейшему «усилению» поля на более низком пространственном уровне (отдельной поры мембраны), а также к появлению зон с существенно неоднородным распределением поля. Для исследования этих явлений рассмотрим задачу расчета электрического поля на уровне отдельной поры с характерным размером приблизительно 10 нм.

**Переменное электрическое поле на уровне поры.** На рис. 9 показана двумерная область в цилиндрической системе координат  $rOz$ , приблизительно отображающая форму поры и прилегающих к ней областей мембраны [15]. Такая область используется для расчета и анализа распределения

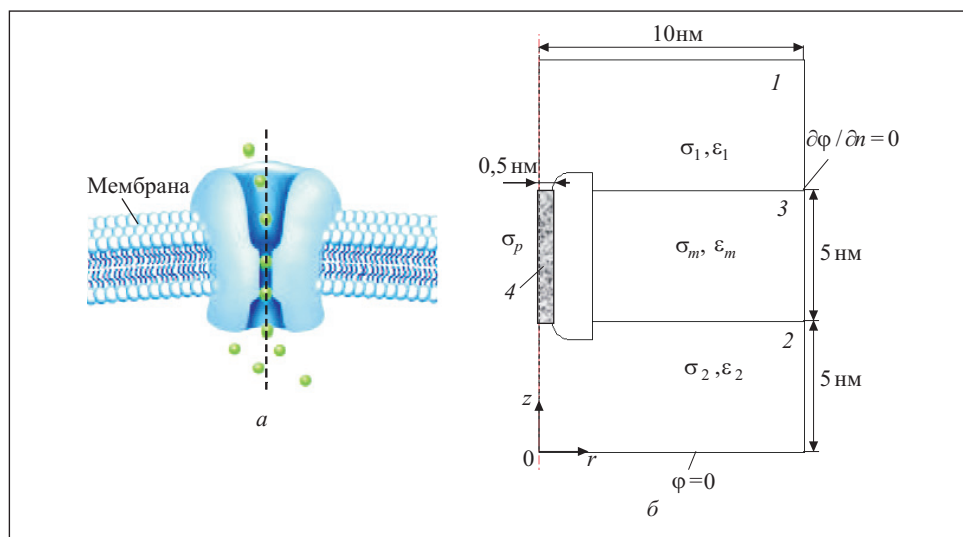


Рис. 9. Вид поры с движущимися ионами (а) и двумерная расчетная область в цилиндрической системе координат (б), содержащая фрагмент клеточной мембраны с выделенной на ней порой: 1 — внеклеточная среда; 2 — внутриклеточная среда; 3 — клеточная мембрана; 4 — канал поры

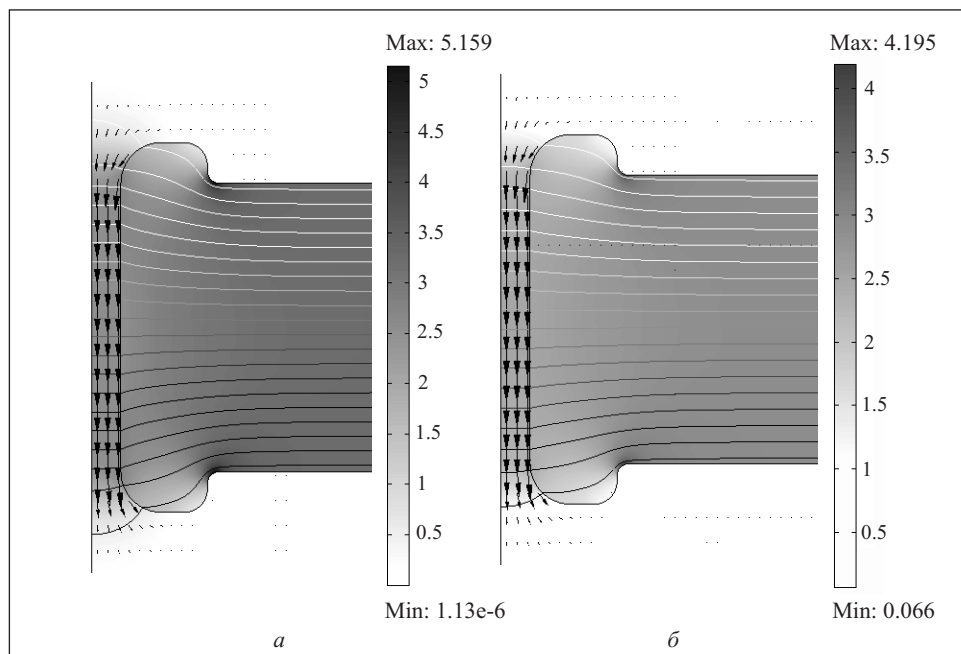


Рис. 10. Распределение электрического поля  $E$  (оттенки серого), изолиний электрического потенциала и вектора плотности тока в окрестности поры при  $f=100$  Гц (а) и  $f=10^9$  Гц (б)

электрического поля в поре при различной частоте внешнего поля. При наложении внешнего электрического поля в области каждой поры концентрируется электрический ток, вызванный дрейфовым движением ионов под воздействием этого поля и обуславливающий появление в области поры электрического поля, имеющего относительно большую напряженность:  $E_p \geq \langle E \rangle$ , где  $\langle E \rangle$  — среднее поле в области мембраны, зависящее от частоты.

Задача расчета электрического поля в выделенной поре мембраны рассматривается в квазиэлектростатическом приближении и описывается дифференциальным уравнением в частных производных (1) при выборе соответствующих приведенных выше исходных данных для каждой из подобластей расчетной области, представленных на рис. 9, б, где указаны также граничные условия задачи.

Картины распределения электрического поля в области поры, полученные в результате численного решения поставленной задачи методом конечных элементов в среде программы Comsol 3.4, приведены на рис. 10 для различных значений частоты приложенного поля. Видно, что в канале поры существует достаточно большое поле, незначительно отличающееся от поля в мембране.

Для количественного анализа концентрации тока в поре используем коэффициент усиления плотности тока  $k_J = |\mathbf{J}|_{\max} / J_0$ , где  $|\mathbf{J}|_{\max}$  — максимальная плотность тока в канале поры;  $J_0$  — средняя плотность тока в мембране. Зависимость коэффициента  $k_J$  от частоты электрического поля показана на рис. 11. Как видим, значение коэффициента  $k_J$ , так же как и значение  $k_{E_m}$  (см. рис. 8), существенно уменьшается в переходном интервале частот  $10^5 < f < 10^7$  Гц, когда в мембране усиливается воздействие тока смещения.

Для оценки величины средней плотности тока  $\mathbf{J}_0$ , протекающего через мембрану, оценим значения эффективных параметров  $\sigma_{eff}$ ,  $\varepsilon_{eff}$  мембраны с учетом пор на основании следующего выражения:

$$\mathbf{J}_0 = (\sigma_{eff} + j\omega\varepsilon_0\varepsilon_{eff}) \mathbf{E}_m.$$

Следует заметить, что частотные зависимости  $\sigma_{eff}$  и  $\varepsilon_{eff}$ , приведенные на рис. 12, справедливы для конкретного случая, когда  $S_p / S_m = 2,5 \cdot 10^{-3}$ , где  $S_p$  — площадь поры, а  $S_m$  — площадь части поверхности мембраны, соответствующей одной поре.

**Электрические диполи в неоднородном электрическом поле.** Анализ распределения электрического потенциала и напряженности электрического поля в области поры свидетельствует о том, что при воздействии внешнего гармонического электрического поля, наряду с наличием сильного электрического поля в канале поры, на ее входе и выходе возникают зоны с существенно неоднородным электрическим полем с большим значением  $\nabla|\mathbf{E}|$ . Как известно (см., например, [16, 17]), электрические диполи различного типа, находящиеся в неоднородном изменяющемся во време-

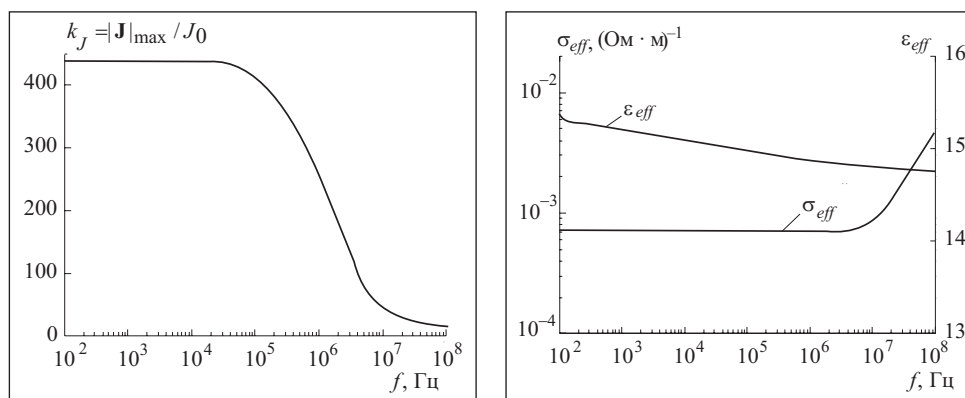


Рис. 11. Зависимость коэффициента  $k_J = |\mathbf{J}|_{\max} / J_0$  ( $J_0 = 1 \text{ А/м}^2$ ) в центре области внутри поры от частоты  $f$

Рис. 12. Рассчитанные зависимости эффективных значений  $\sigma_{eff}$  и  $\varepsilon_{eff}$  от частоты  $f$

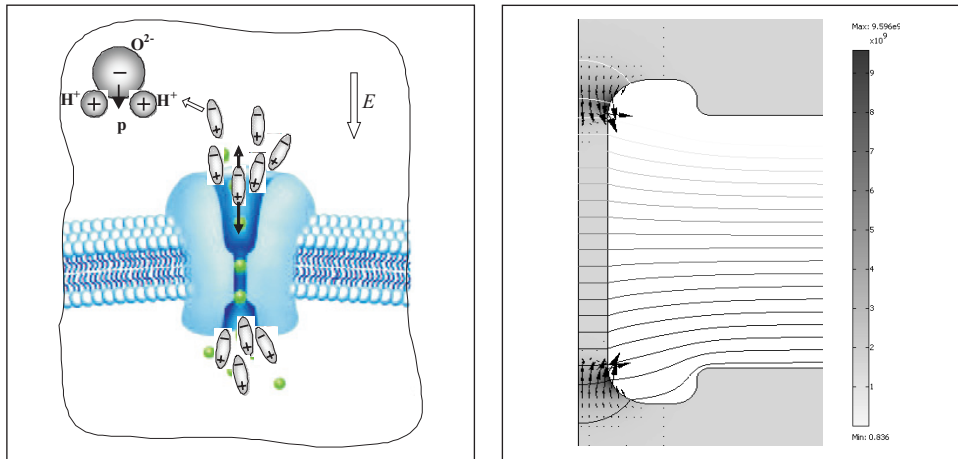


Рис. 13. Схематическое изображение повышенной концентрации электрических диполей молекул воды на входе и выходе из поры под действием высокоградиентного электрического поля

Рис. 14. Распределение силового вектора  $\mathbf{G}$  в канале поры

ни по гармоническому закону поле, испытывают однонаправленное действие электрической силы, стремящейся втянуть их в зону с более сильным полем. Схематически это явление представлено на рис. 13, из которого видно, что интегральная сила, действующая на диполь в неоднородном электрическом поле, обусловлена различием по амплитуде сил, действующих отдельно на положительный и отрицательный заряды диполя. Данное явление, называемое диэлектрофорезом, впервые наиболее полно изучено в работе [17].

Сила, действующая на электрический диполь  $\mathbf{p}$  в неоднородном электростатическом поле  $\mathbf{E}$  (неизменном во времени), определяется из следующего выражения [16]:  $\mathbf{F}_e = (\mathbf{p} \cdot \nabla) \mathbf{E}$ . В переменном гармоническом электрическом поле средняя за период величина силы определяется так:

$$\langle \mathbf{F}_e \rangle = \text{Re}((\dot{\mathbf{p}} \cdot \nabla) \dot{\mathbf{E}}^*), \quad (5)$$

где  $\dot{\mathbf{E}}^*$  — комплексно-сопряженная величина, а  $\text{Re}$  — действительная часть комплексной величины.

Рассмотрим случай, когда величина электрического диполя изменяется пропорционально полю, т. е.  $\dot{\mathbf{p}} = \varepsilon_0 \alpha \dot{\mathbf{E}}$ , где  $\alpha$  — коэффициент поляризуемости [18]. При расчете  $\dot{\mathbf{p}}$  предполагаем, что локальное поле приблизительно равно  $\dot{\mathbf{E}}$ . Подставляя значение электрического момента в (5), получаем выражение для расчета средней за период силы:

$$\langle \mathbf{F}_e \rangle = \varepsilon_0 \alpha \text{Re}((\dot{\mathbf{E}} \cdot \nabla) \dot{\mathbf{E}}^*), \quad \text{или} \quad \langle \mathbf{F}_e \rangle = \varepsilon_0 \alpha \mathbf{G},$$



где  $\mathbf{G}$  — векторная силовая характеристика неоднородного распределения электрического поля,  $\mathbf{G} = \text{Re}((\dot{\mathbf{E}} \cdot \nabla) \dot{\mathbf{E}}^*)$ .

На рис. 14 показано полученное в результате расчета распределение вектора  $\mathbf{G}$  при частоте  $f = 50$  Гц и напряженности поля мембраны  $E_m = 1$  В/м. Эта величина поля найдена при решении полевой задачи на предыдущем пространственном уровне — уровне клетки. Видно, что на входе в канал поры и на его выходе сила электрического поля стремится втянуть электрические диполи внутрь канала. Максимальное значение этой величины в случае присутствия человека под линией электропередачи 110 кВ (что соответствует полю в мембране  $E_m = 1$  В/м)  $|\mathbf{G}|_{\max} = 9,6 \cdot 10^9$  В<sup>2</sup>/м<sup>3</sup>.

Определим величину этой силы для случая полярной молекулы воды, имеющей дипольный момент  $p = 6,2 \cdot 10^{-30}$  Кл · м [18]. Будем полагать, что дипольные моменты ориентированы по полю. Тогда

$$\dot{\mathbf{p}} = p \dot{\mathbf{E}} / |\dot{\mathbf{E}}|, \langle \mathbf{F}_e \rangle = ((\dot{\mathbf{E}} \cdot \nabla) \dot{\mathbf{E}}^*) p / \dot{\mathbf{E}}.$$

Для сравнения рассмотрим силу, действующую на положительный ион, имеющий заряд, равный заряду электрона  $e$ . Пусть ион находится в канале поры и испытывает воздействие электрического поля  $\mathbf{E}_m$ . Тогда действующая сила  $\mathbf{F} = e\mathbf{E}_m$ , а отношение модулей сил

$$|\langle \mathbf{F}_e \rangle| / |\mathbf{F}| = G_{\max} p / e |\dot{\mathbf{E}}_m|^2 \approx 0,4.$$

Полученное оценочное значение отношения сил свидетельствует о том, что величина силы, действующей на полярные молекулы воды и возникающей в результате воздействия внешнего электрического поля высоковольтной линии, достаточно велика. Это может привести к эффекту «закупоривания» пор электрическими диполями и, как следствие, к замедлению обменных процессов клетки с окружающей средой. Такое явление можно рассматривать как одно из негативных последствий воздействия внешнего переменного электрического поля на живой организм.

**Выводы.** 1. Применение метода многомасштабного моделирования для исследования электрических процессов в теле человека, как иерархической системе, при воздействии на него внешнего гармонически меняющегося во времени электрического поля позволяет выполнить последовательный анализ распределения электрического поля на различных пространственных уровнях — уровне источника внешнего поля, уровне тела человека, уровне клетки и уровне отдельной поры клеточной мембраны. При таком подходе возможно получение более точных количественных данных для анализа распределения электрического поля в живых организмах, испытывающих воздействие внешнего в общем случае электромагнитного поля.

2. В результате численных исследований установлено, что при наложении внешнего электрического поля на тело человека наблюдается усиление величины поля на уровне мембраны. Коэффициент усиления поля достигает наибольшего значения (приблизительно 3000) при частоте внешнего поля  $f < 10^5$  Гц, что связано с проявлением электрических барьерных свойств мембраны на низких частотах. При  $f > 10^5$  Гц возрастает ток смещения в мембране, что приводит к уменьшению коэффициента усиления поля.

3. Под воздействием внешнего переменного электрического поля в окрестности пор клеточных мембран возникают зоны с существенно неоднородным распределением электрического поля и большим значением градиента  $|\mathbf{E}|$ . Молекулы различных веществ, находящиеся в таком поле и обладающие дипольным моментом (индуцированным или спонтанно существующим, как в случае полярных молекул воды), испытывают воздействие однонаправленной электрической силы — явление диэлектрофореза. Действие этих сил может приводить к эффекту «закупоривания» пор и, следовательно, к замедлению обменных процессов клетки с окружающей средой.

This work realizes the up-to-date method of multiscale modeling as applied to analysis of external electric field distribution in the human body as a multi-level hierarchical structure. As is shown, in order to obtain accurate values of electric field on a cell level for a human under the high-voltage overhead power line it is necessary to solve consecutively a number of field problems at different space levels, that is to compute the field of the high-voltage power line, field in the human body, field in a biological cell, and then the field in a separate pore of the cell membrane.

1. *Основы общей биологии*. // Под ред. Э. Либберга. — М. : Мир, 1982. — 500 с.
2. *Подольцев А. Д., Кучерявая И. Н.* Элементы теории и численного расчета электромагнитных процессов в проводящих средах. — Киев : Ин-т электродинамики НАН Украины, 1999. — 363 с.
3. *Волькенштейн М. В.* Биофизика. — М. : Наука, 1981. — 575 с.
4. *Костюк П. Г., Гродзинский Д. М., Зима В. Л. и др.* Биофизика. — Киев : Вища школа, 1988. — 504 с.
5. *Рубин А. Б.* Биофизика. Т. 2. — М. : Книжный дом, 2000. — 467 с.
6. *Comsol 3.4* — [www.comsol.com](http://www.comsol.com)
7. *Геннис Р.* Биомембраны. — М. : Мир, 1997. — 623 с.
8. *Gowrishankar T. R., Stewart D. A., Weaver J. C.* Model of Confined Spherical Cell in Uniform and Heterogeneous Applied Electric Fields // *Bioelectrochemistry*. — 2005. — Vol. 68. — P. 185—194.
9. *Kotnik T., Miklavčič D.* Second-order Model of Membrane Electric Field Induced by Alternating External Electric Fields // *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*. — 2000. — Vol. 47, № 8. — P. 1074—1081.
10. *Михайлов В. М.* Исходные соотношения и приближенные граничные условия для расчета поля в системах с тонкими слоями // *Электричество*. — 2007. — № 3. — С. 49—55.

11. *Chiu R. S., Stuchli M. A.* Electric Fields in Bone Marrow Substructures at Power-Line Frequencies // IEEE Trans. on Biomedical Engineering. — 2005. — Vol. 52, № 6. — P. 1103—1109.
12. *Jayaram S. H., Boggs S. A.* Optimization of Electroporation Waveforms for Cell Sterilization // IEEE Trans. on Industry Applications. — 2004. — Vol. 40, № 6. — P. 1489—1497.
13. *McIntosh R. L., Anderson V., McKenzie R. J.* A Numerical Evaluation of SAR Distribution and Temperature Changes around a Metallic Plate in the Head of a RF Exposed Worker // Bioelectromagnetics. — 2005. — Vol. 26. — P. 377—388.
14. *Подольцев А. Д., Кучерявая И. Н.* Численное моделирование распределение импульсного электрического поля и температуры в объеме биологической клетки // Техн. электродинамика. — 2004. — № 2. — С. 4—14.
15. *Chung S. H., Kyucak S.* Recent Advances in Ion Channel Research. Review // Biochimica et Biophysica Acta. — 2002. — Vol. 1565. — P. 267—286.
16. *Парселл Э.* Электричество и магнетизм. — М.: Наука, 1983. — 450 с.
17. *Pohl H. A.* Dielectrophoresis. — Cambridge: Cambridge University Press, 1978.
18. *Орешкин П. Т.* Физика полупроводников и диэлектриков. — М.: Высшая школа, 1977. — 448 с.

Поступила 14.07.08;  
после доработки 07.11.08

*ПОДОЛЬЦЕВ Александр Дмитриевич, д-р техн. наук, вед. науч. сотр. Ин-та электродинамики НАН Украины. В 1974 г. окончил Киевский политехнический ин-т. Область научных исследований — моделирование процессов в проводящих и диэлектрических средах со сложной структурой, а также в биологических системах.*

*КУЧЕРЯВАЯ Ирина Николаевна, канд. техн. наук, ст. науч. сотр. Ин-та электродинамики НАН Украины. В 1982 г. окончила Киевский госуниверситет. Область научных исследований — математическое моделирование и компьютерный расчет электротепловых процессов в электротехнических и технологических устройствах, а также компьютерное моделирование для биофизических приложений.*