

воздействии.

#### **Выводы**

1. Показано, что появление звука при СКЭНАР-воздействии происходит по принципу работы электростатического громкоговорителя. Роль гибкой полимерной пленки (мембраны) выполняет роговой (роговой+ блестящий) слой эпидермиса.

2. Рассмотрено влияние электростатического поля на молекулы воды и показано, что при подведении переменного напряжения диполь воды может вращаться в соответствии с изменением поля с частотой воздействия и её гармоник.

3. Выдвинуто предположение, что воздействие СКЭНАРа способствует изменению подкожной жидкостной структуры.

4. Рассмотрена гипотеза о дополнительной передаче информации по жидкостным каналам, включая информационные изменения, происходящие в жидкостных структурах при СКЭНАР-воздействии.

#### **БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК**

1. *Гринберг Я.З.* Об одном эффекте СКЭНАР-воздействия. Известия ТРТУ. Тематический выпуск. Материалы научно – технической конференции «Медицинские информационные системы – МИС–2004». – Таганрог. – 2004, –№ 6(41), – С.100–105.
2. *Гринберг Я.З.* СКЭНАР–терапия и СКЭНАР–экспертиза. Некоторые аспекты. Рефлексология. – 2005. – №3(7). – С. 5–10.
3. *Гринберг Я.З.* СКЭНАР: построение, физические механизмы, основы эффективности. Нелекарственная медицина. – 2006. – №3(4). – С. 37–42.
4. *Гринберг Я.З.* Ещё раз об особенностях СКЭНАР-воздействия. Известия ТРТУ. Тематический выпуск. Материалы научно–технической конференции «Медицинские информационные системы – МИС -2006». – Таганрог. – 2006, – № 11(46), – С. 144–147.
5. *Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н.* Общая физиотерапия. – М.: Медицина, 2003. – 432 с.
6. *Финкельштейн А.В.* Введение в физику белка: Курс лекций. 1999–2000 г. Цитируется по публикации в Интернете.
7. *Зилов В.Г., Судаков К.В., Эштейн О.И.* Элементы информационной биологии и медицины: Монография. – М.: МГУЛ, 2000. – 248с.
8. *Прохорцев И.В., Зимин Э.В. Смирнов А.П.* Способ получения биоактивной воды. №2320545 от 03.27.2008.
9. *Гринберг Я.З.* Чрескожная электростимуляция: подход с позиции функционального континуума регуляторных пептидов //Рефлексотерапия. – 2002. – №1(1). – С. 29–32.
10. *Зенин С.В.* Исследование структуры воды методом протонного магнитного резонанса. // Докл. Акад. Наук, 332(3). 328–329 (1993).
11. *Зенин С.В., Тяглов Б.В.* Гидрофобная модель структуры ассоциатов молекул воды // Физ. Хим. – 1994. – № 68(4). – С. 636–641.
12. *Розин И.Т.* Исследования процессов энергоинформационного взаимодействия методами ИК спектроскопии // Сознание и физическая реальность. – 1999. – Т.4, – №2, – С. 60–64.

УДК 616.8-072.7(035)

**И.Б. Старченко, О.С. Борисова**

#### **МЕЗОМОРФНАЯ МОДЕЛЬ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ КОРТЕКСА**

Для исследования электрической активности мозга человека были разработаны многочисленные модели [1, 2]. Существует математическая модель для описания поведения одиночного нейрона и сети нейронов. Чтобы смоделировать данные, полученные с одного

электрода, необходимо воспроизвести поведение приблизительно  $10^5$  отдельных нейронов. К сожалению, используя физиологически точные математические модели, эту задачу нельзя выполнить. Поэтому была разработана математическая модель мезоскопической электрической активности кортекса. Мезоскопические модели в отличие от модели поведения единичного нейрона Ходжкина–Хаксли [1] аппроксимируют усредненную активность, или усредненное поле, совокупности клеток. Для развития этих моделей были определены выражения для усредненных свойств соседних нейронов. Полученные переменные описывают среднее значение соматического мембранного потенциала совокупности клеток или среднее значение подкорковой активности, полученные в объеме кортекса. В этих моделях наименьшая единица активности – совокупность клеток, а не один нейрон.

Мезоскопическая модель описывает электрическую активность столбца коры, а не отдельного нейрона. Имеется, по крайней мере, две причины для использования мезоскопической модели для обработки данных ЭКоГ человека. Во-первых, электрокортиограф записывает суммарную электрическую активность миллионов отдельных нейронов. Поэтому мезоскопическая модель и записи ЭКоГ воспроизводят моделируемые и реальные результаты, соответственно, в одинаковой пространственной области. Во-вторых, некоторые исследователи полагают, что в деятельности кортекса в значительной мере участвуют его слои, а не отдельные нейроны. Столбец (колонна) кортекса состоит из всех тканей (нейроны, глия, аксоны) внутри цилиндрического объема площадью около  $1 \text{ мм}^2$  на поверхности коры, распространяющемся радиально вглубь через все слои коры.

В данной статье описана одна из математических моделей мезоскопической электрической активности нейронов коры.

Чтобы смоделировать электрическую активность мозга человека, использовалась система из 8-ми нелинейных стохастических частных дифференциальных уравнений и 20-ти переменных путем их преобразования в безразмерную форму [2]. Эта система представлена ниже:

$$\frac{\partial h_e}{\partial t} = 1 - h_e + \Gamma_e (h_e^0 - h_e) I_{ee} + \Gamma_i (h_i^0 - h_e) I_{ie}, \quad (1)$$

$$\frac{\partial h_i}{\partial t} = 1 - h_i + \Gamma_e (h_e^0 - h_i) I_{ei} + \Gamma_i (h_i^0 - h_i) I_{ii}, \quad (2)$$

$$\left(\frac{1}{T_e} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right)^2 I_{ee} = N_e^\beta S_e[h_e] + \phi_e + P_{ee} + \Gamma_1, \quad (3)$$

$$\left(\frac{1}{T_e} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right)^2 I_{ei} = N_e^\beta S_e[h_e] + \phi_i + P_{ei} + \Gamma_2, \quad (4)$$

$$\left(\frac{1}{T_i} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right)^2 I_{ie} = N_i^\beta S_i[h_i] + P_{ie} + \Gamma_3, \quad (5)$$

$$\left(\frac{1}{T_i} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right)^2 I_{ii} = N_i^\beta S_i[h_i] + P_{ii} + \Gamma_4, \quad (6)$$

$$\left(\frac{1}{\lambda_e} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right)^2 \phi_e = \frac{1}{\lambda_e^2} \frac{\partial^2 \phi_e}{\partial x^2} + \left(\frac{1}{\lambda_e} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right) N_e^\alpha S_e[h_e], \quad (7)$$

$$\left(\frac{1}{\lambda_i} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right)^2 \phi_i = \frac{1}{\lambda_i^2} \frac{\partial^2 \phi_i}{\partial x^2} + \left(\frac{1}{\lambda_i} \frac{\partial}{\partial t} + 1\right) N_i^\alpha S_e[h_e], \quad (8)$$

Восемь динамических переменных в этой системе ( $h_e, h_i, I_{ee}, I_{ei}, I_{ie}, I_{ii}, \Phi_e, \Phi_i$ ) – функции безразмерного пространства  $x$  и времени  $t$ . Безразмерные переменные и параметры определены в табл. 1 и 2 соответственно. Безразмерные переменные (левая колонка) определены символами в средней колонке. Переменные описаны в правой колонке. Индексы  $e$  и  $i$

соответствуют процессам возбуждения и торможения. Сделаны следующие условные упрощения:  $\tau_e = \tau_i = \tau$ ,  $S_e^{\max} = S_i^{\max} = S^{\max}$  и  $h_e^{\text{rest}} = h_i^{\text{rest}} = h^{\text{rest}}$ .

Таблица 1

Динамические переменные для безразмерной модели дифференциальных уравнений

Переменная	Определение	Описание
$h_{e,i}$	$h_{e,i}/h^{\text{rest}}$	Мембранный потенциал
$I_{ee,ie}$	$I_{ee,ie}\gamma_e/(G_e \exp(1)S^{\max})$	Совокупность $e \rightarrow e$ , $i \rightarrow e$ клеток возбуждения
$I_{ei,ii}$	$I_{ei,ii}\gamma_i/(G_i \exp(1)S^{\max})$	Совокупность $e \rightarrow i$ , $i \rightarrow i$ клеток торможения
$\Phi_{e,i}$	$\Phi_{e,i}/S^{\max}$	Ряд $e$ и $i$
$t$	$t/\tau$	Время
$x$	$x/(\tau v)$	Пространство

Таблица 2

Значения параметров для безразмерной макромоделли

Переменная	Определение	Описание	Типичные значения
$e, i$		(Как индексы) совокупность клеток возбуждения или торможения	
$\Gamma_{e,i}$	$G_{e,i} \exp(1)S^{\max}/\gamma_{e,i} h_{e,i}^{\text{rev}} - h^{\text{rest}} $	Влияние мощности на значение мембранного потенциала	$1,42 \times 10^{-3}$ ; 0,0774
$h_{e,i}^0$	$h_{e,i}^{\text{rev}}/h^{\text{rest}}$	Обратный потенциал	-0,643; 1,29
$\Gamma_{e,i}$	$\Gamma_{e,i}$	Константа	12,0; 2,6
$\lambda_{e,i}$	$\tau v \Lambda_{ee,ei}$	Безразмерная характеристика в инверсной шкале	11,2; 18,2
$P_{ee,ie}$	$P_{ee,ie}/S^{\max}$	Подкорковый потенциал возбуждения	11,0; 16,0
$P_{ei,ii}$	$P_{ei,ii}/S^{\max}$	Подкорковый потенциал торможения	16,0; 11,0
$N_{e,i}^{\alpha}$	-	Общее число синаптических окончаний от клеток возбуждения	4000, 2000
$N_{e,i}^{\beta}$	-	Общее число местных синаптических окончаний $e$ и $i$	3034, 536
$\xi_{e,i}$	$\xi_{e,i}h^{\text{rest}}$	Сигмоидальный наклон в точке сгиба	-19,6; -9,8
$\theta_{e,i}$	$\theta_{e,i}/h^{\text{rest}}$	Точка изгиба сигмоидальной функции	0,857; 0,857

Уравнение (1) определяет эволюцию безразмерного напряжения возбудительных нейронов через само напряжение ( $h_e$ ), входной ток возбудительных нейронов ( $I_{ee}$ ) и входной ток тормозных нейронов ( $I_{ie}$ ). Уравнения (3) и (5) описывают динамическое поведение входных токов. Входной ток возбуждающих нейронов ( $I_{ee}$ ) устанавливается в соответствии с локальной мощностью ( $N_e^{\beta} S_e[h_e]$ ), удаленной мощностью возбудительных нейронов коры ( $\Phi_e$ ), подкорковой мощностью ( $P_{ee}$ ) и стохастической мощностью ( $\Gamma$ ). Член  $S_e[h_e]$  – безразмерная сигмоидальная передаточная функция

$$S_e[h_e] = \frac{1}{1 + \exp[-g_e(h_e - \theta_e)]}, \quad (9)$$

которая необходима для преобразования локального напряжения возбудительных нейронов в среднюю скорость работы возбудительной популяции (непрерывно-импульсное преобразование). Мощность нейронов удаленного кортекса, которая всегда возбудительная, устанавливается в соответствии с уравнением распространения (7) диффузного типа. Для вычисления неизвестных подкорковых мощностей добавляется последний член  $\Gamma_1$  в (3), который определяется как безразмерная стохастическая мощность

$$\Gamma_1 = \alpha_{ee} \sqrt{P_{ee}} \xi_1[x, t], \quad (10)$$

где  $\xi_1$  – источник Гауссова белого шума с нулевым значением. Для вычислений аппроксимируем  $\xi_1$  как

$$\xi_1[x, t] = \frac{R(m, n)}{\sqrt{\Delta x \Delta t}}, \quad (11)$$

где  $x = m\Delta x$  и  $t = n\Delta t$ , ( $m, n$  – целые числа) определяют пространственные и временные координаты в двумерном пространстве  $\Delta x$  и  $\Delta t$  соответственно. Похожие уравнения определены для динамики нейронов торможения (2), местных токов для нейронов торможения (4) и (6) и отдаленных возбудительных токов для нейронов торможения (8).

Самая важная переменная в модели – переменная  $h_e$  – усредненный по поверхности соматический мембранный потенциал возбудительных клеток кортекса. В уравнениях (1)–(8) безразмерный параметр  $h_e = h'_e / (-70 \text{ мВ})$ . Для того чтобы вызвать приступоподобное состояние, в модели необходимо поменять два параметра, связанные с процессом возбуждения – до 2000 % и уменьшить параметр  $P_{ee}$  – силу тока возбуждения в подкорковом веществе – до 2000 % и уменьшить параметр  $\Gamma_e$  – влияние возбудительных токов на значение мембранного потенциала сомы возбудительных и тормозных клеток – до 30 %. Затем вычисляются значения уравнений (1)–(8) для одномерного пространства и определяется активность бегущей волны у  $h_e$ .

Данная модель позволяет проводить динамический анализ эволюции комплексной электрической активности.

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Жадин М.Н. Биофизические механизмы формирования электроэнцефалограммы. – М.: Наука, 1984. – 197 с.
2. Mark A. Kramer, Andrew J. Szeri, James W. Sleigh. Mechanisms of seizure propagation in a cortical model. (2006).

УДК 616.12-073.97

**С.В. Хашева, А.Н. Калиниченко**

#### МЕТОДЫ ФИЛЬТРАЦИИ ЭКГ МАТЕРИ И ПЛОДА

В ходе наблюдения за протеканием беременности, особенно беременности с осложнениями, возникает необходимость анализа и мониторинга сердечной деятельности плода. Возможны два варианта для съема ЭКГ плода: инвазивный и неинвазивный.

Инвазивные технологии, используемые в настоящее время, обеспечивают хорошее качество регистрируемого сигнала и высокую достоверность результатов, однако требуют наложения одного из электродов на голову плода, а поэтому могут применяться только во