УДК 621.375.7

А. А. ЦИБУЛЬСКИЙ, П. И. ЧЕРЕДНИКОВ

ПОСТРОЕНИЕ ПАРАМЕТРИЧЕСКОЙ ЗОННОЙ МОДЕЛИ ЭЛЕМЕНТОВ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ

В настоящее время электрическое (математическое) моделирование процессов в элементах нейронных сетей находит широкое применение. Следует отметить, что в известной научной литературе [1, 2], связанной с моделированием работы нервной клетки, применяется в основном прямое копирование процессов приема, обработки и передачи информации. При этом не уделялось должного внимания биофизическим изменениям состояния структурных элементов при внешнем воздействии на биосистему. Поэтому разрешение такой проблемы при моделировании элементов нейронных сетей представляет практический интерес.

Целью работы является построение модели нейроподобного элемента на основе нелинейной параметрической системы.

На основе многочисленных литературных публикаций и исследований авторов сделано предположение, что эквивалентная электрическая модель должна состоять из реактивных элементов и потерь. При этом в качестве структурных элементов выступают: концентрация белковых доменов, проницаемость мембраны сомы, проводимость ионных каналов, что может соответствовать индуктивности, емкости и сопротивлению соответственно. Наличие индуктивности биологической мембраны было доказано еще Ходжкиным и Хаксли при мостовых измерениях импеданса. Они экспериментально показали, что в мембране имеется индуктивная компонента тока при малых амплитудах переменного тока в диапазоне от 30 Гц до 200 кГц. Значение индуктивности составляло порядка 0,2 – 0,39 Гн. Такая индуктивность представляется слишком большой, чтобы ее можно было связать с магнитным полем.

Известно, что при воздействии на биологическую систему "слабых " сигналов (импульсов) ответная реакция приводит к скачкообразным процессам с большой мощностью, т. е. можно утверждать, что изменения в структурных элементах нейрона, как и при интенсивном воздействии в электрической цепи, приведут к нелинейным эффектам. В частности нелинейность в нейроне обусловлена ионными токами, протекающими через мембрану сомы в зависимости от состояния ее структурных элементов в момент Δt. И как уже отмечалось ранее, нелинейность проявляется и при преобразовании приходящих по аксону сигналов в короткие импульсы с амплитудой, зависящей от текущего состояния синапсов.

Интерес авторов к нелинейности в нейроне связан еще и с тем, что в основном моделирование процессов в нервной клетке выполняется для вычислительной среды, а специалисты в области нейрокомпьютеров для описания процессов в нейроподобных элементах используют нелинейные функции – бинарные или сигмоидные. Однако в таких моделях нейрона пренебрегаются многие характеристики биологического прототипа. Например, в них не учитываются нелинейность пространственновременной суммации, которая особенно проявляется для сигналов, приходящих по возбуждающим и тормозящим синапсам, различного рода временные задержки, эффекты синхронизации и частотной модуляции, рефрактерности.

Таким образом, можно предположить, что мембрана сомы является нелинейным колебательным контуром с электрически меняющимися параметрами. Последнее утверждение дает основание считать, что контур является нелинейной параметрической системой. Многочисленные исследования и публикации в области электрофизиологии и биофизики клеточных структур дают основание считать, что дендритное дерево (постсинапсы) и аксон (пресинапсы) также являются колебательными контурами. Причем дендритное дерево формирует потенциал возбуждения, а мембрана сомы, в результате определенных химических реакций, – потенциал действия. Аксон, в свою очередь, представляет собой низкодоброт

ный полосовой фильтр. Ядро клетки является источником электромагнитных и акустических волн. Другими словами, ядро является генератором накачки, поддерживающий механизм неравновесности за счет ядерного потенциала. В свою очередь, внешний раствор, окружающий клетку, можно охарактеризовать как источник постоянного смещения.

На основании сказанного выше разработана эквивалентная модель нервной клетки, включающая в себя три колебательных контура, генератор накачки (e_1) и источник постоянного смещения (e_2) (рис. 1). В модели не учитываются ионные каналы Cl^-, а также процессы утечки.

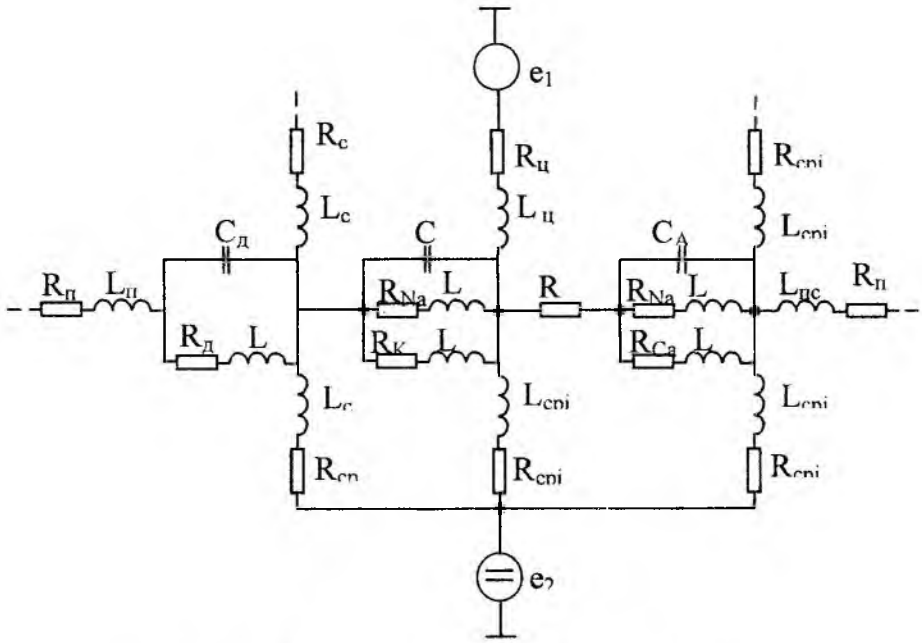

Рис. 1. Эквивалентная модель нервной клетки.

Емкость, присутствующая в каждом контуре ($C_{дi}$, $C_л$, $C_а$), является емкостью мембраны; она эквивалентна жировым липидным доменам в оболочке мембраны. При воздействии на сому возбуждающего потенциала ток вначале протекает через емкость $C_л$, заряжая ее. Сопротивления R_i-проводимости соответствующих ионных каналов и сопротивления среды и цитоплазмы, эдентичны окружающей клетку и ядро сомы. Ионные каналы представляют собой совокупность белковых доменов.

Известно, что емкость мембраны сомы постоянна на всем протяжении потенциала действия. Вследствие этого считаем, что нелинейный параметрический контур, эквивалентный телу нейрона, является индуктивным, т. е. под воздействием возбуждающего потенциала изменяется величина индуктивности тела клетки. Точнее, изменяется проводимость ионных каналов, однако перенос ионов связан с миграцией молекул ионофоров (молекулы-переносчики), что влечет к изменению концентрации ионофоров как внутри клетки, так и в околоклеточном пространстве. Таким образом, изменение концентрации белковых молекул-переносчиков эквивалентно изменению индуктивности, а поскольку характер изменения проводимостей каналов нелинейный, то и зависимость индуктивности будет нелинейной.

В целях удобства рассмотрения эквивалентной электрической модели нейрона проведено упрощение схемы. Так, сопротивления R_{Na}^+ и R_K^+, R_{Na}^+ и R_{Ca}^{2+}, и индуктивности L_{Na}^+ и L_K^+, L_{Na}^+ и L_{Ca}^{2+} (в соответствующих контурах) по законам электротехники сведены к одному элементу R и L соответственно.

Используя математический аппарат, описаны (в общем виде) происходящие в модели нейрона, а следовательно, и в реальной нервной клетке процессы в виде дифференциальных

уравнений. Для их составления модель представлена в виде распределенной системы. Такое представление возможно врезультате того, что в нейроне, как и в распределенной системе, невозможно выделить ни одной локальной области, эквивалентной дискретному компоненту обычной схемы. Это связано также и с тем, что биологическая система (организм, клетка) фактически представляет собой сплошную, или континуальную среду, заполненную потенциалом и током, которые являются непрерывными функциями положения точки в пространстве, а не характеристиками дискретных элементов. Использование распределенной системы позволило представить электрическую модель системы в виде лестничного соединения элементов на трех Г-образных звеньях. Вследствие идентичности звеньев анализ целесообразно было свести к одному звену с рассмотрением элементарного участка Δx (рис. 2). Каждый элемент лестничного соединения описывается операторами A_xи B_x. Элементы лестничного соединения в совокупности представляют линейную модель с проводящими сердечниками (операторы A_x и B_x) для случая ограниченного внеклеточного пространства.

Электрические процессы, ориентированные в поперечном направлении, зависят от свойств мембраны клетки. Существует два состояния, представляющие интерес. Первое из них – подпороговое возбуждение, когда каждый элемент мембраны ведет себя как пассивная RC-цепочка. Второе – надпороговое (или околопороговое) возбуждение, когда поведение мембраны нелинейно и требует математического описания. В данной работе рассматривается второе состояние мембраны клетки.

С учетом изложенного выше построена электрическая управляемая модель нервной клетки на основе параметрической зонной системы [3]. Параметрическая зонная система выполнена в виде одномерного Г-образного звена (см. рис. 3). Модель содержит полосовой фильтр на элементах R1, C1, L; параметрическая система содержит два магнитных тороидальных сердечника с обмотками накачки, включенными последовательно, и резонансными обмотками, соединенными последовательно и встречно. Модуляция параметрической системы выполняется контуром накачки, подключенным к выходу генератора накачки.

В лестничной модели (см. рис. 2) роль оператора A_x выполняет полосовой фильтр и непосредственно параметрическая система, функции B_x – линейная емкость C2.

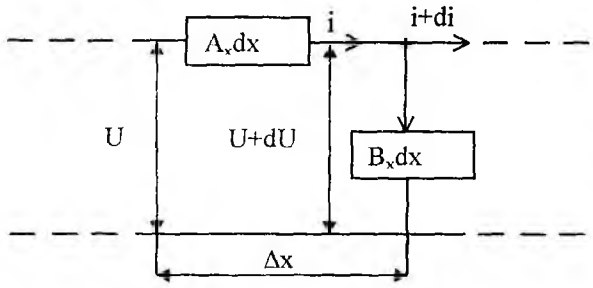

Рис. 2. Элементарный участок Δx лестничной модели.

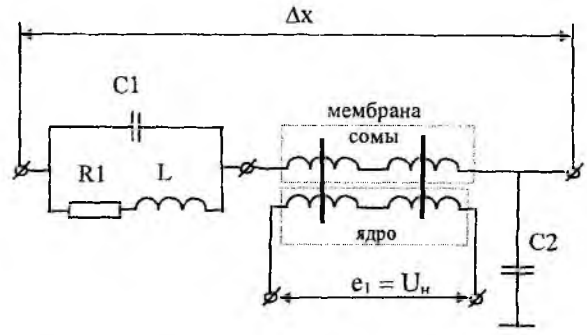

Рис. 3. Параметрическая зонная модель нервной клетки.

В предлагаемой модели реализовано представление об аналогии явлений в системах биологической природы, которое базируется на использовании нелинейного функционального пространственно-временного континуума.

Первые экспериментальные результаты показывают приемлемую аналогию процессов в биологическом нейроне и разработанной модели. Так, например, наблюдается совпадение форм потенциала действия и сопровождающих его следовых потенциалов и одного периода колебаний пазонной системы в высших зонах неустойчивости (третья зона). Изменяя активные потери путем добавления сопротивлений в соответствующие контуры, интен-

сивность внешних и внутренних сил, можно с помощью пазонной системы моделировать различные режимы функционирования нейрона (например, изменение проводимости ионных каналов, ядерного потенциала, чувствительности пресинаптических окончаний).

Анализ экспериментальных результатов дает основание считать, что при параметрическом возбуждении отсутствуют переходные процессы, реакция определяется интервалом времени перехода параметра из одного состояния в другое. Переходные процессы в модели формально могут соответствовать гиперполяризации и деполяризации клетки. В свою очередь колебания в системе до параметрического резонанса, возможно, сравнить с электротоническим процессом в клетке в невозбужденном состоянии, а параметрический резонанс с деполяризацией нейрона и генерацией потенциала действия.

Разработанная параметрическая зонная модель, включающая набор Гобразных пазонных элементов, описывается следующей математической моделью:

$$\begin{aligned}
&\frac{\partial^2 i_1}{\partial x^2} = \alpha_{11}\frac{\partial^2 f_1}{\partial t^2} + \alpha_{12}\frac{\partial i_1}{\partial t} + \alpha_{13} i_1,\\
&\frac{\partial^2 i_2}{\partial x^2} = \alpha_{21}\frac{\partial^2 f_2}{\partial t^2} + \alpha_{22}\frac{\partial i_2}{\partial t} + \alpha_{23} i_2,\\
&\dots\dots\dots\dots\dots\dots\dots\dots\dots\dots\\
&\frac{\partial^2 i_n}{\partial x^2} = \alpha_{n1}\frac{\partial^2 f_n}{\partial t^2} + \alpha_{n2}\frac{\partial i_n}{\partial t} + \alpha_{n3} i_n,
\end{aligned} \tag{1}$$

где $i_{1,2,3}$ и $f_{1,2,3}$ – функции, зависящие от зарядов и потокосцепления контуров; α_{11}-α_{n3} – постоянные коэффициенты, включающие геометрические и электрические параметры контуров.

Аналогичная система получается и относительно напряжения. Для многих задач нелинейную зависимость отклика системы $\Psi(\Psi \approx swB$, где Ψ – потокосцепление, s – сечение магнитопровода, w – число витков, B – магнитная индукция при единичных значениях площадей и витков магнитных сердечников) на внешнее воздействие тока i накачки можно аппроксимировать гиперболическим синусом $i = \alpha l \cdot \mathrm{sh}\beta\Psi$, где a и β коэффициенты аппроксимации; l – средняя длина магнитной линии в сердечнике. С учетом принятой аппроксимации преобразуем одно из уравнений системы к виду:

$$\frac{\partial^2 i_1}{\partial x^2} = \frac{1}{\omega^2(t)}\cdot\frac{\partial^2 i}{\partial t^2} + \alpha(t)\frac{\partial i}{\partial t} + \xi(t) i,$$

$$\omega^2(t) = \frac{1}{L_Д C};\ \alpha(t) = [\sigma L_Д + RC + CL'_Д(t)];\ \xi(t) = [\sigma(R + L'_Д(t)) + CL''_Д(t)];$$

$$L_Д = L_C = \frac{L_C}{ch\beta}B;\ L_C = \frac{sw^2}{\alpha\beta}l,$$

где $\omega(t)$ – мгновенная скорость подсистемы; $\alpha(t)$ – коэффициент демпфирования; $\xi(t)$ – коэффициент расстройки; $L_Д$ и $L_С$ – динамическая и статические индуктивности; $L'_Д(t)$, $L''_Д(t)$ – первая и вторая производные $L_Д$.

В процессе работы была установлена биопазонная система аналогий, в которой концентрация белковых молекул эквивалентна индуктивности, проницаемость мембраны – емкости, проводимость ионных каналов – сопротивлению.

Теоретические и экспериментальные исследования поведения зон эволюции модели дают основания считать, что для устойчивых зон (пассивное состояние нейрона) характерно не только отсутствие движения (отсутствие колебаний в системе), но при определенных условиях и возникновение периодических и случайных движений. К таким условиям можно отнести: изменение температуры среды, в которой располагается клетка, воздействие радиации, электромагнитных полей и пр.

Модель обеспечивает исследования автоволновых процессов как процессов самоорганизации открытых, существенно нелинейных и сильно неравновесных систем, которыми, в сущности, и являются нейроны, а также приемлемую достоверность моделирования основных функциональных свойств нейрона. Это достигается установлением соответствия отдельных нелинейных процессов, протекающих в биологическом нейроне, и соответствия между отдельными элементами структуры нейрона и элементами модели, выполняющих аналогичные функции. Модель имеет простое схемное и конструктивное решение. Разновидности модели (использование различных сердечников для параметрического контура мембраны сомы) расширяет ее функциональные возможности и упрощает изготовление при построении вычислительных средств.

Разработанная модель элемента нейронной сети на основе параметрической зонной системы может быть использована при построении самоорганизующейся и саморазвивающейся вычислительной среды в кибернетических системах, а также как устройство для исследований поведения параметров модели эквивалентным характеристикам биологической нервной клетки. Возможно использование результатов разработки в учебных дисциплинах, специализирующихся на изучении биоэлектрических показателей организма как в целом, так и отдельных его составляющих.

Список литературы: 1. *Плонси Р., Барр Р.* Биоэлектричество: Количественный подход: Пер. с англ. М., 1991. 366 с. 2. *А.с. №1169614 (СССР).* Способ определения биологического возраста человека / ХГУ, В.Г.Шахбазов. Опубл. 30.10.81. бюл. №5. МКИ А 61 В 10/00. 3. *А.с. №1681322 (СССР).* Способ моделирования эволюции материи / ХИРЭ, П.И. Чередников. Опубл. 30.09.91, бюл. №36, МКИ G09 B 23/06.

Поступила в редколлегию 17.10.2000