

УДК 681.324

М. Н. Яхимович

ОБОБЩЕННАЯ ИНТЕГРАЛЬНАЯ МОДЕЛЬ НЕЙРОНА

С развитием нейросетевых технологий важной становится задача разработки математических моделей, идентифицирующие свойства биологических прототипов т.к. широкий класс задач, решение которых не представляет трудностей для сетей биологических нейронов, все еще не доступен нейроподобным сетям, элементами которых являются упрощенные и идеализированные модели нервных клеток [1, 2]. Поэтому интересной становится задача моделирования свойств биологических нейронов, которые могут выполнять важную роль в способности системы нейроподобных элементов к обучению. Создание таких моделей позволит расширить класс задач, решаемых с помощью нейросетевых технологий [3]. Одно из таких свойств — способность биологических нейронов к временному суммированию сигнала. Это свойство наряду со способностью клетки к пространственному суммированию определяет логику нейрона.

Известна модель изменения потенциала нервной клетки (учитывающая изменение сигнала с течением времени), согласно которой зависимость потенциала сомы (тела клетки) от времени, можно представить в виде:

$$F(t) = \int_{-\infty}^t g(s)e^{s-t} ds. \quad (1)$$

Здесь $F(t)$ — значение потенциала сомы в момент времени t ; g — сигнал на входе клетки. Наличие экспоненты (с входящим в ее показатель параметром — t) под знаком интеграла, дает эффект «рассасывания» потенциала (с течением времени потенциал сомы в отсутствие сигнала начинает снижаться).

Рассмотрим графическую интерпретацию эффекта «рассасывания». Пусть на вход клетки поступает сигнал g в форме импульса (рис. 1):

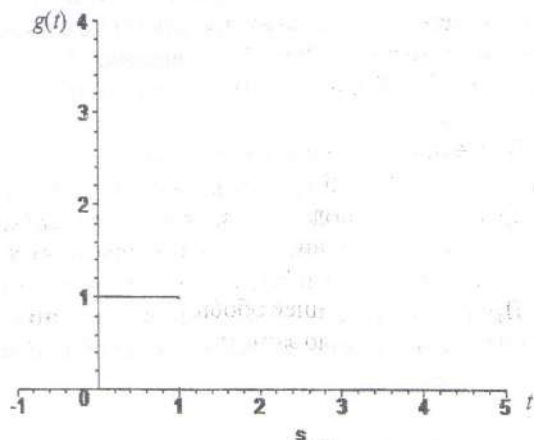


Рис. 1. График зависимости $g(t)$

То есть:

$$g(t) = \begin{cases} 1, & x \in [0, 1] \\ 0, & x \in (-\infty, 0) \cup (1, \infty) \end{cases}. \quad (2)$$

Тогда с течением времени потенциал сомы $F(t)$ меняется следующим образом (рис. 2):

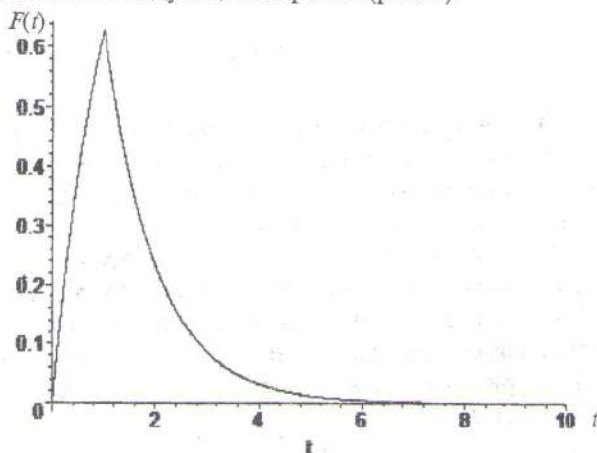


Рис. 2. График потенциала $F(t)$

Рис. 2 отчетливо иллюстрирует эффект «рассасывания» потенциала: до момента времени $t=1$, пока на вход «клетки» поступает сигнал, потенциал увеличивается, когда сигнал «исчезает» ($t \in (1, 10]$), потенциал $F(t)$ начинает снижаться к значению ноль.

Представленная выше модель описывает изменение потенциала сомы при условии наличия сигнала лишь на одном входе нервной клетки. Положим теперь число входов равным k , исходя из принципа аддитивности потенциала, получим формализованную запись потенциала клетки:

$$F(t) = \sum_{i=1}^k \int_{-\infty}^t W_i g_i(s)e^{s-t} ds. \quad (3)$$

Здесь g_i — функция, описывающая поведение сигнала на i -м входе. W_i — значение весовых коэффициентов.

Описываемая в (3) модель изменения потенциала клетки предполагает только пространственную адаптацию весовых коэффициентов, в то время как сигналы, поступающие на различные входы, могут обладать способностью к временному суммированию в различной степени (одни раздражители приводят к возбуждению клетки лишь при условии их одновременного появления, воздействие других накапливается с течением времени, в биологических нейронах этот эффект может быть обусловлен

влиянием нейромедиаторов различных типов), в модели (3) это может быть реализовано различными способами, например:

$$F(t) = \sum_{i=1}^k \int_{-\infty}^t W_i g_i(s) e^{s-C_i t} ds. \quad (4)$$

Дополнительный коэффициент C_i здесь выполняет роль регулятора способности сигнала к временному суммированию, и настраивается иначе чем W_i . Более тонкой настройки временного суммирования можно добиться, поместив настраиваемый параметр C_i в показатель параметра экспоненты:

$$F(t) = \sum_{i=1}^k \int_{-\infty}^t W_i g_i(s) e^{s-t^{C_i}} ds. \quad (5)$$

Эти зависимости интересны тем, что если $C_i = 0$, то (5), (4) вырождаются в модели с пространственным суммированием, без учета временной составляющей накопления потенциала.

Сравним возможности настройки способности к временному суммированию моделей (4) и (5). Если $C_i = 0$, то обе зависимости демонстрируют отсутствие эффекта рассасывания, рис. 3 для зависимости (4), рис. 4 для зависимости (5) (ось ординат — значения $F(t)$):

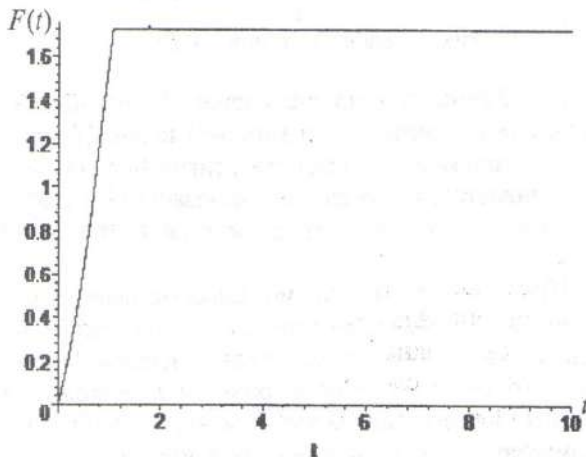


Рис. 3. График зависимости (4) при $C_i = 0, i = 1$

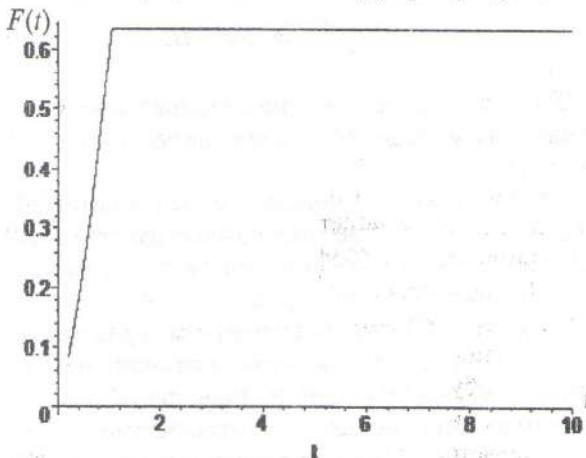


Рис. 4. График зависимости (5) при $C_i = 0, i = 1$

Если параметр «рассасывания» C_i изменяется в диапазоне $(0, 1]$, то зависимость (5) демонстрирует более «плавную» подстройку скорости рассасывания, что нетрудно заметить — рис. 5 для зависимости (4) и значения параметра $C_i = 0,1$; рис. 6 для зависимости (5) и значения параметра $C_i = 0,1$:

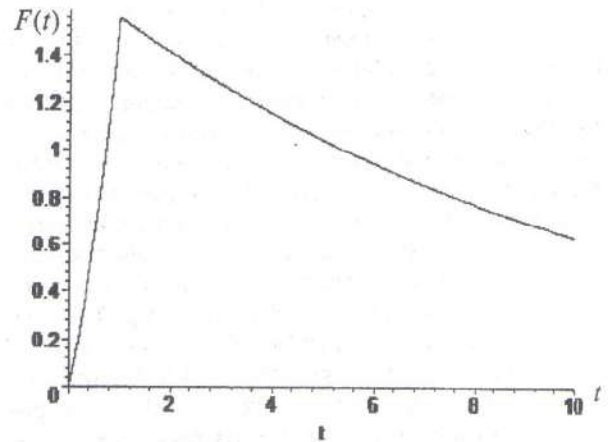


Рис. 5. График зависимости (4) при $C_i = 0,1, i = 1$

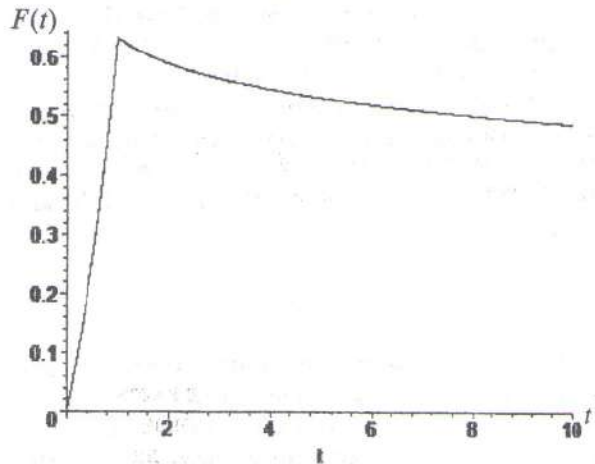


Рис. 6. График зависимости (5) при $C_i = 0,1, i = 1$

Если параметр «рассасывания» C_i принимает значения > 1 , то зависимость (5) демонстрирует хорошо настраиваемую динамику рассасывания, вплоть до практически моментального исчезновения потенциала после прекращения подачи возбуждающего сигнала. Зависимость (4) не отражает желаемого эффекта. Рис. 7 — зависимость (5) при значении $C_i = 5$, рис. 8 зависимость (4) при значении $C_i = 5$.

Более того, как видно из рис. 8 в зависимости (4), при значении $C_i = 5$, «рассасывание» началось еще до прекращения подачи возбуждающего сигнала, максимальное значение потенциала при этом сильно зависит от параметра временного суммирования.

Проводя дальнейшее обобщение, значение потенциала сомы можно записать в более общей форме, а именно:

$$F(t) = \int_1^{k+1} \int_{-\infty}^t W(x) g(x, s) e^{s-t^{C(x)}} ds dx. \quad (6)$$

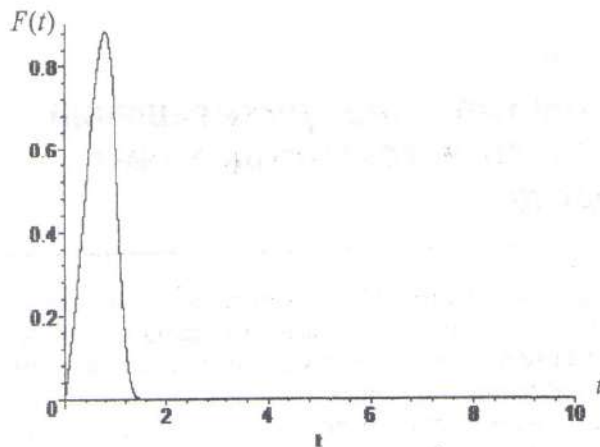


Рис. 7. Зависимость (5) при значении $C_i=5, i=1$

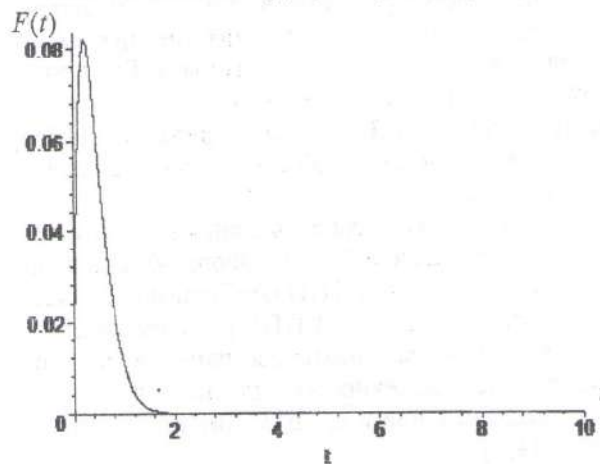


Рис. 8. Зависимость (4) при значении $C_i=5, i=1$

Зависимость (6) устанавливает значение потенциала клетки в условии, что возбуждение на вход поступает не дискретными потоками, а непрерывным двумерным — пространственно-временным полем сигналов — $g(x, t)$.

Здесь, чтобы из выражения (6) получить выражение (5) достаточно соответствующим образом подобрать $W(x), C(x)$:

$$W(x) = W_i(x \in (i, i+1)), \tag{7}$$

$$C(x) = C_i(x \in (i, i+1)). \tag{8}$$

Выражение (6) допускает также следующую запись в виде интеграла Лебега-Стилтьеса:

$$F(t) = \int_1^{k+1} \int_{-\infty}^t e^{-t-C(x)} dG(s) dV(x). \tag{9}$$

С соответствующим образом подобранными $G(s), V(x)$, при этом, оказывается, что большинство моделей нейронов сводится к модели (9), со своими $G(s), V(x)$, а значит изучение их свойств, равносильно изучению свойств (9), (6). Отметим, что уравнения (6), (9), в общем случае, — аналоговые.

Рассмотрены способы обобщенного представления математических моделей нейрона, учитывающих, помимо традиционного пространственного суммирования, также присущий биологическим организмам временной тип суммирования; при этом способность сигнала к временному накоплению впервые выступает как настраиваемый параметр, что и составляет научную новизну исследования. Полученные модели позволяют, как частный случай, получить традиционные модели нейронов, а значит изучение их свойств может быть сведено к изучению свойств полученных зависимостей. Практическая значимость состоит в том, что возможность настраивать параметр временного суммирования открывает новые способности к адаптации моделей нейрона в реальном времени, подобные процессам, происходящим в биологических системах. Приведена также возможная форма записи зависимости потенциала клетки от возбуждения в условии непрерывного двумерного — пространственно-временного поля сигналов.

Список литературы: 1. *Оссовский С.* Нейронные сети для обработки информации. — М.: Наука, 2004. — 344 с. 2. *Уоссермен Ф.* Нейрокомпьютерная техника. — М.: Мир, 1992. — 474 с. 3. *Горбань А.Н., Дунин-Барковский В.Л., Кирдин А.Н., Миркес Е.М., Новоходько А.Ю., Россиев Д.А., Терехов С.А., Сенашова М.Ю., Царегородцев В.Г.* Нейроинформатика. — Новосибирск: Наука, Сибирская издательская фирма РАН, 1998. — 296 с.

Поступила в редколлегию 11.10.2005