

УДК 004.81

DOI: 10.35693/2500-1388-2019-4-3-8-14

Моделирование стохастической функции мозга при создании искусственного интеллекта

А.Н. Волобуев¹, В.Ф. Пятин¹, Н.П. Романчук¹, П.И. Романчук², С.В. Булгакова¹

Аннотация

Цель – исследование стохастической функции мозга применительно к проблеме создания искусственного интеллекта.

Материал и методы. Использованы принципы математического моделирования функционирования головного мозга в стохастическом режиме.

Результаты. Исследованы два принципа работы мозга: детерминированный, обычно моделируемый на основе схемы перцептрона, и стохастический. Показано, что только при условии моделирования стохастической функции мозга возможно создать полноценный искусственный интеллект, способный генерировать новое знание. Проведено математическое моделирование нейронной сети коры полушарий головного мозга, состоящей из совокупности циклических нейронных цепей – ячеек памяти при стохастическом режиме функционирования. Проанализированы модели «двумерного» и «одномерного» мозга. Для модели «одномерного мозга» рассчитано распространение возбуждения по ячейкам памяти.

Заключение. На основе представления о стохастическом режиме работы головного мозга намечен путь создания искусственного интеллекта. Рекомендовано при решении медико-диагностических задач, связанных с заболеванием головного мозга, обратить особое внимание на α -ритм пациента. Отмечено, что амплитуда и частота α -ритма человека является индикатором когнитивных, творческих, интуитивных возможностей человека.

Ключевые слова: искусственный интеллект, перцептрон, циклическая нейронная цепь, стохастическая функция мозга, творческие возможности.

Конфликт интересов: не заявлен.

Для цитирования:

Волобуев А.Н., Пятин В.Ф., Романчук Н.П., Романчук П.И., Булгакова С.В. **Моделирование стохастической функции мозга при создании искусственного интеллекта.** Наука и инновации в медицине. 2019;4(3):8-14.

doi: 10.35693/2500-1388-2019-4-3-8-14

¹ФГБОУ ВО «Самарский государственный медицинский университет» Минздрава России (Самара, Россия)

²ГБУЗ СО «Самарская клиническая гериатрическая больница» (Самара, Россия)

Сведения об авторах

Волобуев А.Н. – д.т.н., профессор, заведующий кафедрой медицинской физики, математики и информатики.

ORCID: 0000-0001-8624-6981

Пятин В.Ф. – д.м.н., профессор, заведующий кафедрой физиологии с курсом безопасности жизнедеятельности и медицины катастроф.

ORCID: 0000-0001-8777-3097

Scopus Author ID: 0000-0001-8777-3097

Романчук Н.П. – ассистент кафедры физиологии с курсом безопасности жизнедеятельности и медицины катастроф.

ORCID: 0000-0003-3522-6803

Романчук П.И. – к.м.н., заместитель главного врача Самарской клинической гериатрической больницы. ORCID: 0000-0002-0603-1014

Булгакова С.В. – д.м.н., заведующая кафедрой гериатрии и возрастной эндокринологии. ORCID: 0000-0003-0027-1786

Автор для переписки

Волобуев Андрей Николаевич

Адрес: а/я 1423, г. Самара, Россия, 443079.

E-mail: volobuev47@yandex.ru

Тел.: + 7 (927) 016 46 95.

ЦНЦ – циклическая нейронная цепь;

ЭЭГ – электроэнцефалография.

Рукопись получена: 10.08.2019

Рецензия получена: 30.08.2019

Решение о публикации принято: 04.09.2019

Modeling of stochastic brain function in artificial intelligence

Andrei N. Volobuev¹, Vasily F. Pyatin¹, Natalya P. Romanchuk¹, Petr I. Romanchuk², Svetlana V. Bulgakova¹

Abstract

Objectives – research of stochastic brain function in respect to creation of artificial intelligence.

Material and methods. Mathematical modeling principles were used for simulation of brain functioning in a stochastic mode.

Results. Two types of brain activity were considered: determinated type, usually modeled using the perceptron, and stochastic type. It is shown, that stochastic brain function modeling is the necessary condition for AI to become capable of creativity, generation of new knowledge. Mathematical modeling of a neural network of the cerebral cortex, consisting of the set of the cyclic neuronal circuits (memory units), was performed for the stochastic mode of brain functioning. Models of "two-dimensional" and "one-dimensional" brain were analyzed. The pattern of excitation in memory units was calculated in the "one-dimensional" brain model.

Conclusion. Relying on the knowledge of the stochastic mode of brain function, a way of creation of AI can be offered. α -rhythm of a patient is a recommended focus of the therapist's attention in diagnostics and treatment of brain disorders. It was noted, that the alpha wave amplitude and frequency could indicate the cognitive, creative and intuitive abilities of a person.

Keywords: artificial intelligence, perceptron, cyclic neuronal circuits, stochastic brain function, creativity

Conflict of Interest: nothing to disclose.

Citation

Volobuev AN, Pyatin VF, Romanchuk NP, Romanchuk PI, Bulgakova SV.

Modeling of stochastic brain function in artificial intelligence. Science & Innovations in Medicine. 2019;4(3):8-14.

doi: 10.35693/2500-1388-2019-4-3-8-14

¹Samara State Medical University (Samara, Russia)

²Samara Clinical Geriatric Hospital (Samara, Russia)

Information about authors

Andrei N. Volobuev – PhD, Professor, Head of the Department of medical physics, mathematics and informatics. ORCID: 0000-0001-8624-6981

Vasily F. Pyatin – PhD, Professor, Head of the Department of physiology with the course of life safety and disaster medicine. ORCID: 0000-0001-8777-3097; Scopus Author ID: 0000-0001-8777-3097

Natalya P. Romanchuk – teaching assistant, Department of physiology with the course of life safety and disaster medicine.

ORCID: 0000-0003-3522-6803

Petr I. Romanchuk – PhD, Deputy Chief Physician in Samara Clinical Geriatric Hospital. ORCID: 0000-0002-0603-1014

Svetlana V. Bulgakova – PhD, Head of the Department of geriatrics and geriatric endocrinology. ORCID: 0000-0003-0027-1786

Corresponding Author

Andrei N. Volobuev

Address: P. O. Box 1423, Samara, Russia, 443079.

E-mail: volobuev47@yandex.ru

Phone: +7 (927) 016 46 95.

Received: 10.08.2019

Revision Received: 30.08.2019

Accepted: 04.09.2019

■ ВВЕДЕНИЕ

Связи между циклическими нейронными цепями (ЦНЦ) коры больших полушарий, возникающие в процессе мыслительной деятельности, можно разделить на следовые [1], то есть детерминированные, и случайные, или стохастические [2]. Прежде всего мозг использует детерминированные связи, возникающие в виде облегченных путей проведения возбуждения между нейронами вследствие наличия предыдущего опыта (обучения). Схема перцептрона [3], на которой в основном базируются современные искусственные нейронные сети, представляет собой полностью детерминированную систему.

Однако очень важны стохастические связи. Они возникают в виде случайных контактов различных ЦНЦ, часто находящихся далеко друг от друга. Обычно эти контакты бессмысленны, но иногда они могут привести к какому-либо озарению, открытию. По-видимому, именно это человек называет интуицией, особенно в творческой деятельности. Именно стохастические связи ЦНЦ обеспечивают научно-технический прогресс человечества, что предопределяет их особую важность.

Есть люди (так называемые люди-счетчики, или феноменальные счетчики), способные перемножать в уме многозначные числа. В этом процессе задействованы только детерминированные связи между ЦНЦ. Нет никаких сведений о том, что эти люди совершили какое-либо открытие, поскольку у них, по-видимому, очень слабы или почти отсутствуют стохастические связи между ЦНЦ, то есть способность к творческой работе. Фактически это человек-компьютер.

При дальнейшем анализе мы обратим основное внимание на стохастический режим работы головного мозга.

■ НЕКОТОРЫЕ ПРИНЦИПЫ СТОХАСТИЧЕСКОГО ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ КОРЫ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Кора головного мозга представляет собой трехмерную структуру из взаимосвязанных циклических нейронных цепей – ячеек памяти. Кора – это тесное соединение множества однотипных клеточных структур в единый орган.

Трехмерная структура довольно сложна для анализа, поэтому прежде всего рассмотрим одномерную систему ячеек памяти (так называемый «одномерный мозг»). В этой системе ячейки памяти ЦНЦ соединены между собой линейным образом и располагаются вдоль прямой линии – оси X .

Возбуждение какой-либо ЦНЦ осуществляется случайным образом от соседних ЦНЦ. Пусть с вероятностью $\frac{1}{2}$ может возбудиться ЦНЦ слева и справа от уже возбужденной ЦНЦ, которую мы будем считать расположенной в начале координаты $X=0$.

Найдем вероятность возбуждения ЦНЦ в произвольной точке X .

Будем исходить из следующих предположений [4]. Рассмотрим равенство:

$$\cos q = \frac{1}{2}(e^{iq} + e^{-iq}), \quad (1)$$

где угловая величина $-\pi \leq q \leq \pi$.

Коэффициент $\frac{1}{2}$ перед e^{iq} будем считать вероятностью возбуждения правой ЦНЦ, а перед e^{-iq} – левой ЦНЦ.

Возведем левую и правую части равенства (1) в степень t , где t – безразмерная величина:

$$\begin{aligned} \cos^t q &= \left[\frac{1}{2}(e^{iq} + e^{-iq}) \right]^t = \frac{1}{2^t} e^{iq t} + \frac{1}{2^t} C_t^1 e^{iq(t-1)} e^{-iq} + \\ &+ \frac{1}{2^t} C_t^2 e^{iq(t-2)} e^{-iq 2} + \dots + \frac{1}{2^t} C_t^k e^{iq(t-k)} e^{-iq k} + \dots + \\ &+ \frac{1}{2^t} C_t^{t-1} e^{iq} e^{-iq(t-1)} + \frac{1}{2^t} e^{-iq t} \end{aligned} \quad (2)$$

где k – текущий индекс разложения бинома.

В (2) величина t принята дискретной.

Вероятность возбуждения ЦНЦ $p(t, X)$ на расстоянии X от начала координаты определим, исходя из соотношения:

$$\frac{1}{2^t} C_t^k e^{iq(t-k)} e^{-iq k} = p(t, X) e^{-iq X}. \quad (3)$$

В (3) безразмерное расстояние X нормировано на расстояние между двумя соседними ЦНЦ.

Например, при $t=2$ и $k \leq 2$ возможны варианты возбуждения ЦНЦ на следующих координатах X :

$k=0$, следовательно,

$$p(t, X) e^{-iq X} = \frac{1}{2^2} C_2^0 e^{iq(2-0)} e^{-iq 0} = \frac{1}{4} e^{iq 2} =, \text{ т.е. } X=-2$$

$$\text{и } p(2, -2) = \frac{1}{4};$$

$$k=1, \text{ следовательно, } p(t, X) e^{-iq X} = \frac{1}{2^2} C_2^1 e^{iq(2-1)} e^{-iq 1} = \frac{1}{2},$$

$$\text{т.е. } X=0, \text{ и } P(2, 0) = \frac{1}{2};$$

$k=2$, следовательно,

$$p(t, X) e^{-iq X} = \frac{1}{2^2} C_2^2 e^{iq(2-2)} e^{-iq 2} = \frac{1}{4} e^{-iq 2}, \text{ т.е. } X=2 \text{ и}$$

$$p(2, 2) = \frac{1}{4}.$$

Возбуждение ЦНЦ на расстояниях $X=\pm 1$ невозможно, так как при $t=2$ должны последовательно возбудиться две ЦНЦ, а ближайшие к началу координат ЦНЦ должны прийти в состояние покоя. В соответствии с (3) вероятность $P(0, 0)=1$, т.е. исходная ЦНЦ на координате $X=0$ в начальный момент времени возбуждена. Анализ возбуждений ЦНЦ при $t=2$ и $k \leq 2$ показывает, что возможно возбуждение дальних ЦНЦ

при $X=\pm 2$ с вероятностью $p(2, \pm 2) = \frac{1}{4}$ и возбуждение исходной ЦНЦ при $X=0$ с вероятностью $p(2, 0) = \frac{1}{2}$.

В последнем случае должны сначала возбудиться соседние ЦНЦ при $X=\pm 1$, затем они приводят в возбуждение ЦНЦ при $X=0$, а сами переходят в состояние покоя.

Поэтому вероятность $p(2, 0) = \frac{1}{4} + \frac{1}{4} = \frac{1}{2}$.

Таким образом, предположение (3) для вычисления вероятности $p(t, X)$ можно считать справедливым.

Умножим (2) с учетом (3) на $\frac{1}{2\pi} e^{iqX}$ и проинтегрируем в пределах $-\pi \leq q \leq \pi$:

$$\begin{aligned} \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \left[\frac{1}{2} (e^{iq} + e^{-iq}) \right]^t e^{iqX} dq &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \cos^t q e^{iqX} dq = \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{1}{2^t} e^{iq(t+X)} dq + \dots + \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} p(t, X) e^{-iq(X-X)} dq + \dots \\ &+ \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{1}{2^t} e^{-iq(t-X)} dq = 0 + \dots + p(t, X) + \dots + 0 = p(t, X) \end{aligned} \quad (4)$$

При выводе (4) использовали свойство символа Кронекера:

$$\frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} e^{iq(n-k)} dq = \delta_{nk} = \begin{cases} 1; & n = k \\ 0; & n \neq k \end{cases} \quad (5)$$

Таким образом, через время t возбудится ЦНЦ на расстоянии X от начала координаты с вероятностью:

$$p(t, X) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \cos^t q e^{iqX} dq. \quad (6)$$

Формула (6) представляет собой обратное преобразование Фурье для Фурье-образа:

$$p(t, q) = \int_{-\infty}^{\infty} p(t, X) e^{-iqX} dX. \quad (7)$$

Распространим формулы (6) и (7) на случай, когда возбужденную ЦНЦ окружают $2n$ соседних ЦНЦ, т.е. перейдем к условно n -мерному мозгу, где $n=1, 2, 3$.

В этом случае вероятность возбуждения ЦНЦ через время t с координатой X равна:

$$p(t, X) = \frac{1}{(2\pi)^n} \int_{-\pi}^{\pi} \cos^t q e^{iqX} dq = \frac{1}{(2\pi)^n} \int W^t(q) e^{iqX} dq. \quad (8)$$

где X – векторная величина, аргумент Фурье-образа q является псевдовектором. Псевдовектор q направлен по линии действия вектора X .

В формуле (8) берется n интегралов, дифференциал $dq = dq_1 \dots dq_n$,

$$W(q) = \cos q = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \cos q_i,$$

qX – скалярное произведение векторов.

Фурье-образ функции (8) имеет вид:

$$p(t, q) = \int_V p(t, X) e^{-iqX} dX, \quad (9)$$

где интегрирование идет по всему объему V коры головного мозга.

В соответствии с (8) Фурье-образ (9) равен:

$$p(t, q) = W^t(q). \quad (10)$$

Формула (8) принципиально решает поставленную задачу нахождения вероятности возбуждения ЦНЦ через время t с координатой X .

Для дальнейшего анализа введем производящую функцию [5]. Фурье-образ производящей функции, используя (10), найти несложно:

$$G(Z, q) = \sum_{t=0}^{\infty} Z^t p(t, q) = \sum_{t=0}^{\infty} Z^t W^t(q) = \frac{1}{1 - ZW(q)}, \quad (11)$$

где использована формула суммы бесконечной геометрической прогрессии. Величина Z – аргумент производящей функции.

Сама производящая функция с учетом (8) имеет вид:

$$\begin{aligned} G(Z, X) &= \sum_{t=0}^{\infty} Z^t p(t, X) = \frac{1}{(2\pi)^n} \sum_{t=0}^{\infty} Z^t \int_{-\pi}^{\pi} W^t(q) e^{iqX} dq = \\ &= \frac{1}{(2\pi)^n} \int_{-\pi}^{\pi} \sum_{t=0}^{\infty} (Z^t W^t(q)) e^{iqX} dq = \frac{1}{(2\pi)^n} \int G(Z, q) e^{iqX} dq = \\ &= \frac{1}{(2\pi)^n} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{e^{iqX}}{1 - ZW(q)} dq \end{aligned} \quad (12)$$

Результат (12) можно написать сразу как обратное преобразование Фурье от функции (11).

Информация от одной ЦНЦ к другой передается с помощью электрических импульсов (потенциалов действия). Совокупность этих импульсов можно отождествить с некоторым электрическим током I .

Допустим, что ток I вытекает из ЦНЦ при $X=0$ и растекается по всем остальным ЦНЦ.

Найдем распределение потенциала $\varphi(X)$ в коре головного мозга. По закону Ома:

$$I = \frac{\varphi(0) - \varphi(X)}{R}. \quad (13)$$

где R – условное сопротивление между ЦНЦ при $X=0$ и X . Это сопротивление может носить как активный, так и реактивный характер. Мы пренебрегаем импульсным характером распространения возбуждения по нейронам.

Перейдем к Фурье-образу потенциала:

$$\varphi(q) = \sum_X e^{-iqX} \varphi(X), \quad (14)$$

где потенциал $\varphi(X)$ равен:

$$\varphi(X) = \frac{1}{(2\pi)^n} \sum_q e^{iqX} \varphi(q). \quad (15)$$

Первоначально будем рассматривать расстояние между ЦНЦ при $X=0$ и $X=1$, т.е. эти ЦНЦ находятся рядом друг с другом. Подставим (15) в (13):

$$I = \frac{1}{(2\pi)^n R_1} \sum_q (e^{iq0} - e^{iqX}) \varphi(q) = \frac{1}{(2\pi)^n R_1} \sum_q (1 - e^{iq}) \varphi(q). \quad (16)$$

где R_1 – сопротивление между соседними ЦНЦ $X=0$ и $X=1$.

В этом случае функцию тока можно записать в виде

$$I(q) = \frac{1}{R_1} (1 - e^{iq}) \varphi(q).$$

Если ток подается в центральную ЦНЦ при $X=0$ и растекается по всем соседним ЦНЦ, то нужно суммировать функцию тока по всем $2n$ соседним ЦНЦ [5]:

$$I = 2n\varphi(q) \frac{1}{R_1} (1 - e^{iq}) = \frac{2n\varphi(q)}{R_1} (1 - \cos q - i \sin q). \quad (17)$$

Мнимая часть тока физического смысла не имеет, следовательно:

$$I = \frac{2n\varphi(q)}{R_1} (1 - \cos q) = \frac{2n\varphi(q)}{R_1} (1 - W(q)), \quad (18)$$

где учтено $W(q) = \cos q = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \cos q_i$.

Используя (11), имеем $G(1, q) = \frac{1}{1 - W(q)}$. Таким образом:

$$I = \frac{2n\varphi(q)}{R_1} (1 - W(q)) = \frac{2n\varphi(q)}{R_1 G(1, q)}. \quad (19)$$

Таким образом, распределение Фурье-образа потенциала имеет вид:

$$\varphi(q) = \frac{IR_1}{2n} G(1, q). \quad (20)$$

Рассмотрим более общий случай, когда расстояние между ЦНЦ при $X=0$ и X не равно единице. Переходя в (16) к интегралу, находим ток между этими ЦНЦ:

$$I = \frac{1}{(2\pi)^n R_q} \int (1 - e^{iqX}) \varphi(q) dq, \quad (21)$$

где R – сопротивление между ЦНЦ при $X=0$ и $X=1$. Подставим в (21) формулу (20):

$$I = \frac{1}{(2\pi)^n R_q} \int (1 - e^{iqX}) \frac{IR_1}{2n} G(1, q) dq. \quad (22)$$

Сокращая ток I , имеем:

$$R = \frac{R_1}{2n(2\pi)^n} \int (1 - e^{iqX}) G(1, q) dq. \quad (23)$$

Формула (23) нуждается в корректировке [6]. Пусть ток втекает в ЦНЦ при $X=0$ и растекается по сетке ЦНЦ, то есть по узлам сетки. Разность потенциалов между узлами 0 и X равна $\Delta\varphi' = \varphi(0) - \varphi(X)$. Далее рассмотрим случай, когда ток втекает в узел X и растекается по сетке. В этом случае разность потенциалов между узлами X и 0 равна $\Delta\varphi'' = \varphi(X) - \varphi(0)$. Используя принцип суперпозиции, найдем распределение потенциалов для разности этих двух состояний. В этом случае ток будет втекать в узел 0 и вытекать из узла X . Имеем:

$$\Delta\varphi = \Delta\varphi' - \Delta\varphi'' = \varphi(0) - \varphi(X) - (\varphi(X) - \varphi(0)) = 2(\varphi(0) - \varphi(X)). \quad (24)$$

Поэтому, согласно (23) и (24), сопротивление между узлами 0 и X :

$$R_{0X} = \frac{\Delta\varphi}{I} = \frac{R_1}{n(2\pi)^n} \int (1 - e^{iqX}) G(1, q) dq. \quad (25)$$

Далее рассмотрим двумерную систему [5, 7] – «двумерный мозг» (рисунок 1). Анализ «двумерного мозга» значительно более сложен, чем «одномерного мозга». Предполагаем, что в каждом узле двумерной сетки находится ЦНЦ. Все ЦНЦ связаны между собой, что отражается сплошными линиями.

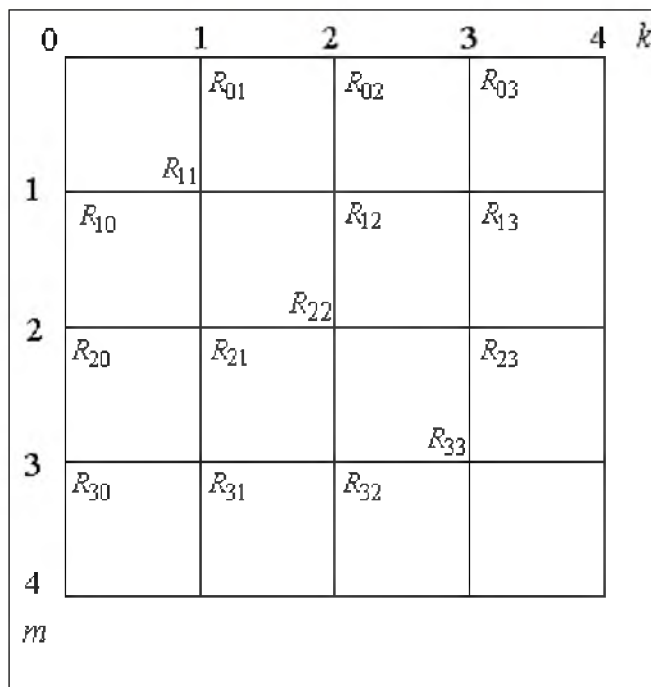


Рисунок 1. Модель «двумерного мозга». Правый нижний квадрант.
Figure 1. Model of "two-dimensional" brain. Right lower quadrant.

Используя (25), найдем сопротивление между двумя ЦНЦ (узлами) по диагонали сетки при $n=2$ (рисунок 2), учитывая $G(1, q) = \frac{1}{1 - W(q)}$:

$$R_{mm} = \frac{R_1}{2(2\pi)^2} \int \frac{(1 - e^{iqX})}{1 - W(q)} dq = \frac{R_1}{2(2\pi)^2} \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{1 - e^{im(q_1+q_2)}}{1 - \frac{1}{2}(\cos q_1 + \cos q_2)} dq_1 dq_2, \quad (26)$$

где mm – номер узла относительно вертикали m и горизонтали k , при $k=m$ (рисунок 1).

Проведем в (26) замену переменных

$$\theta_+ = \frac{q_1 + q_2}{2}, \quad \theta_- = \frac{q_1 - q_2}{2} \quad [8].$$

$$R_{mm} = \frac{R_1}{2(2\pi)^2} \int_{-\pi}^{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{1 - e^{2im\theta_+}}{1 - \cos\theta_+ \cos\theta_-} |J(\theta_+, \theta_-)| d\theta_+ d\theta_- = \frac{R_1}{(2\pi)^2} \int_{-\pi}^{\pi} (1 - e^{2im\theta_+}) \frac{1}{2} d\theta_+ \int_0^{2\pi} \frac{d\theta_-}{1 - \cos\theta_+ \cos\theta_-}, \quad (27)$$

где якобиан замены

$$J(\theta_+, \theta_-) = \begin{vmatrix} \frac{\partial\theta_+}{\partial q_1} & \frac{\partial\theta_+}{\partial q_2} \\ \frac{\partial\theta_-}{\partial q_1} & \frac{\partial\theta_-}{\partial q_2} \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \frac{1}{2} & \frac{1}{2} \\ \frac{1}{2} & -\frac{1}{2} \end{vmatrix} = -\frac{1}{4} - \frac{1}{4} = -\frac{1}{2}.$$

Нулевые пределы интегрирования для θ заменяем интегрированием по всему периоду от 0 до 2π , при этом удваивая интеграл.

Используя интеграл $\int_0^{2\pi} \frac{dw}{a+b\cos w} = \frac{2\pi}{\sqrt{a^2-b^2}}$ [5], найдем:

$$R_{mm} = \frac{R_1}{(2\pi)^2} \int_{-\pi}^{\pi} \left(1 - e^{2im\theta_+}\right) \frac{1}{2} d\theta_+ \frac{2\pi}{\sqrt{1-\cos^2\theta_+}} = \frac{R_1}{(2\pi)} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{1 - e^{2im\theta_+}}{|\sin\theta_+|} \frac{1}{2} d\theta_+ = \frac{R_1}{(2\pi)} \int_0^{\pi} \frac{1 - e^{2im\theta_+}}{|\sin\theta_+|} d\theta_+ . \quad (28)$$

Интеграл (28) можно записать в виде:

$$R_{mm} = \frac{R_1}{(2\pi)} \int_0^{\pi} \frac{1 - e^{2im\theta_+}}{e^{i\theta_+} - e^{-i\theta_+}} 2id\theta_+ = \frac{R_1}{\pi} \int_0^{\pi} \frac{1 - e^{2im\theta_+}}{e^{2i\theta_+} - 1} ie^{i\theta_+} d\theta_+ . \quad (29)$$

Введем замену переменных $e^{i\theta_+} = u$, так что $du = ie^{i\theta_+} d\theta_+$, пределы интегрирования $\theta_+(0, \pi) \rightarrow u(1, -1)$.

Следовательно, меняя местами пределы интегрирования, имеем:

$$R_{mm} = \frac{R_1}{\pi} \int_{-1}^1 \frac{(u^{2m} - 1)}{u^2 - 1} du = \frac{R_1}{\pi} \int_{-1}^1 (1 + u^2 + u^4 + \dots + u^{2m-2}) du = \frac{R_1}{\pi} \left(u + \frac{u^3}{3} + \frac{u^5}{5} + \dots + \frac{u^{2m-1}}{2m-1} \right)_{-1}^1 = \frac{2R_1}{\pi} \left(1 + \frac{1}{3} + \frac{1}{5} + \dots + \frac{1}{2m-1} \right) . \quad (30)$$

Для некоторых узлов, точнее сопротивлений между диагональными узлами и узлом 0 имеем:

$$R_{11} = \frac{2R_1}{\pi}, R_{22} = \frac{2R_1}{\pi} \cdot \frac{4}{3} = \frac{8R_1}{3\pi}, R_{33} = \frac{46R_1}{15\pi} \text{ и т.д.}$$

Далее вычислим сопротивление между узлом 00 и ближайшим узлом, например, по вертикали сетки. Вычисление сопротивления R_{10} проведем, используя принцип суперпозиции [6]. При этом первая цифра индекса характеризует вертикальную ось сетки, вторая – горизонтальную.

В узел 00 подаем ток I . Он растекается по 4-м сопротивлениям R_1 . По сопротивлению R_1 течет ток $\frac{I}{4}$.

Подаем ток I в узел 01. По тому же сопротивлению течет ток $-\frac{I}{4}$.

Находим разность этих двух распределений тока по решетке сопротивлений.

В этом случае в узел 00 ток входит, а из узла 01 ток выходит. По сопротивлению R_1 течет ток $\frac{I}{4} - \left(-\frac{I}{4}\right) = \frac{I}{2}$.

Следовательно, эквивалентное сопротивление току уменьшилось вдвое за счет решетки сопротивлений

$$R_{10} = \frac{R_1}{2} .$$

Остальные сопротивления можно найти, используя формулу [7]:

$$R_{m,k} = \frac{1}{4} (R_{m+1,k} + R_{m-1,k} + R_{m,k+1} + R_{m,k-1}) . \quad (31)$$

Формула (31) показывает, что сопротивление от узла 00 до какого-либо узла сетки равно среднему от сопротивлений до всех соседних узлов.

Например, найдем сопротивление от узла 00 до узла 20, т.е. R_{20} . Используя (31), имеем

$$R_{10} = \frac{1}{4} (R_{20} + R_{00} + R_{11} + R_{1,-1}) .$$

Учитывая симметрию сетки, используем $R_{11} = R_{1,-1}$. Следовательно,

$$\frac{R_1}{2} = \frac{1}{4} (R_{20} + 0 + 2 \frac{2R_1}{\pi}) \text{ и } R_{20} = \left(2 - \frac{4}{\pi}\right) R_1 .$$

Найдем сопротивление от узла 00 до узла 21, т.е. R_{21} .

Используя (31), имеем

$$R_{11} = \frac{1}{4} (R_{21} + R_{01} + R_{12} + R_{10}) .$$

Учитывая симметрию сетки, используем $R_{21} = R_{12}$ и $R_{01} = R_{10}$. Следовательно,

$$\frac{2R_1}{\pi} = \frac{1}{4} \left[2R_{21} + \frac{R_1}{2} + \frac{R_1}{2} \right] \text{ и } R_{21} = \left(\frac{4}{\pi} - \frac{1}{2} \right) R_1 .$$

Рассмотрим простейшую модель регистрации био-потенциалов при электроэнцефалографии.

При ЭЭГ электроды накладываются на поверхность головы попарно и симметрично сагиттальной плоскости человека. Проанализируем разность потенциалов между такими электродами.

Найдем разность потенциалов между двумя ЦНЦ с координатами X_1 и X_2 .

Используя (25), найдем:

$$\Delta\varphi = \frac{IR_1}{n(2\pi)^n} \int_{q_1} \left(1 - e^{iq_1 X_1}\right) G(1, q_1) dq_1 - \frac{IR_1}{n(2\pi)^n} \int_{q_2} \left(1 - e^{iq_2 X_2}\right) G(1, q_2) dq_2 = -\frac{IR_1}{n(2\pi)^n} \int_{q_1} e^{iq_1 X_1} G(1, q_1) dq_1 + \frac{IR_1}{n(2\pi)^n} \int_{q_2} e^{iq_2 X_2} G(1, q_2) dq_2 \quad (32)$$

При выводе (32) учтено, что

$$\frac{IR_1}{n(2\pi)^n} \int_{q_1} G(1, q_1) dq_1 = \frac{IR_1}{n(2\pi)^n} \int_{q_2} G(1, q_2) dq_2 , \text{ т.к. вид}$$

подынтегральных функций и пределы интегрирования одинаковые.

Предположим, что электроды на поверхность головы наложены симметрично, как это обычно имеет место при регистрации ЭЭГ. Рассмотрим схему измерения разности потенциалов при этом более подробно.

В замкнутом треугольнике сопротивлений разность потенциалов:

$$\Delta\varphi_{1-2} = \Delta\varphi_{1-0} + \Delta\varphi_{0-2} . \quad (33)$$

Исследуем простейший вариант, когда точки наложения электродов и нулевая точка потенциала расположены на одной прямой (рисунок 2).

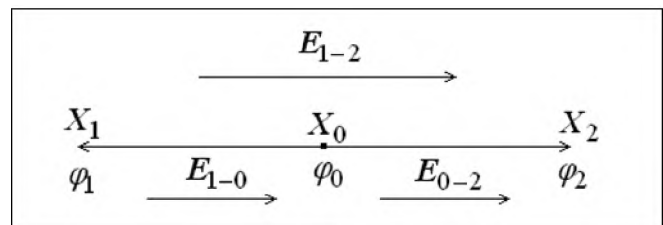


Рисунок 2. Схема распределения параметров при регистрации ЭЭГ.

Figure 2. Parameters' distribution during EEG test.

В этом случае из (33) следует:

$$\frac{\Delta\varphi_{1-2}}{\Delta X_{1-2}} = \frac{\Delta\varphi_{1-0}}{\Delta X_{1-0}} + \frac{\Delta\varphi_{0-2}}{\Delta X_{0-2}}. \quad (34)$$

Формула (34) отражает баланс напряженностей электрического поля $E_{1-2} = E_{1-0} + E_{0-2}$. Учитывая симметрию схемы (рисунок 2), можно записать $E_{1-2} = 2E_{0-2}$ или $\Delta\varphi_{1-2} = 2\Delta\varphi_{0-2}$, а формулу (32) использовать в виде:

$$\begin{aligned} \Delta\varphi &= \frac{2IR_1}{n(2\pi)^n} \int_{q_2} e^{iq_2 X_2} G(1, q_2) dq_2 = \\ &= \frac{2IR_1}{n(2\pi)^n} \int_q \cos(qX_2) G(1, q_2) dq_2 = \frac{2IR_1}{n(2\pi)^n} \int_q \frac{\cos(qX_2)}{1-W(q)} dq_2. \end{aligned} \quad (35)$$

В (35) мнимые слагаемые не учитываются.

Нормируя (35), получаем:

$$\Delta\bar{\varphi}(X) = \frac{\Delta\varphi(X)}{IR_1} = \frac{2}{n(2\pi)^n} \int_q \frac{\cos(qX)}{1-W(q)} dq. \quad (36)$$

Формула (36) позволяет вычислить разность потенциалов между электродами, моделирующую разность потенциалов при ЭЭГ.

Рассмотрим простейший случай «одномерного мозга» $n=1$. При этом формула (36) преобразуется к виду:

$$\Delta\bar{\varphi}(X) = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{\cos(qX)}{1-\cos q} dq. \quad (37)$$

Функцию (37) несложно вычислить численно. Однако при $q=0$ подынтегральное выражение имеет сингулярность. Эту сингулярность нужно исключить при численном интегрировании (37). Кроме того, безразмерную разность потенциалов в «одномерном мозге» между узлами $X=\pm 1$ можно найти аналитически. Она равна $\Delta\bar{\varphi}(X) = -2 = [-1 - (+1)]$.

На рисунке 3 показано, как возбуждение от ЦНЦ при распространяется в обе стороны «одномерного мозга». Это распространение носит колебательный характер.

Колебания потенциала, в соответствии с (13), сопровождаются колебаниями тока.

Распространение возбуждения осуществляется с некоторой скоростью в мозге человека $V = 20 \div 30 \frac{M}{c}$. Поэтому вследствие $X=Vt$ рисунок 3 отражает также временной характер распространения возбуждения. В

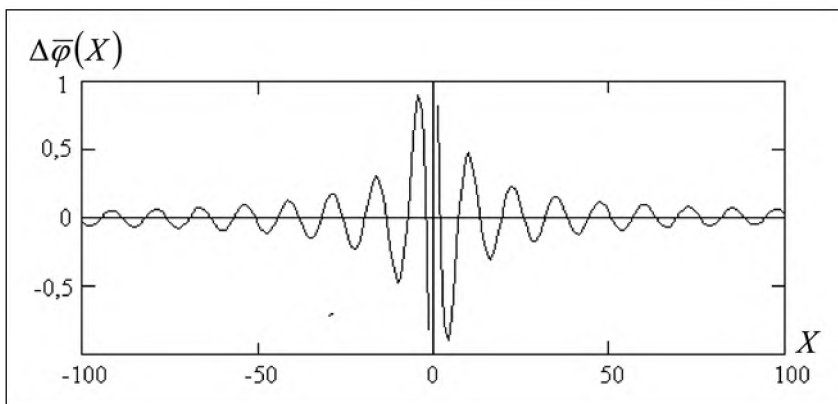


Рисунок 3. Изменение потенциала по безразмерной координате X в «одномерном мозге».

Figure 3. Change of potential in dimensionless coordinate X in "one-dimensional" brain.

этом случае рисунок 3 можно отождествить с α -ритмом электроэнцефалограммы мозга.

Полученные результаты вряд ли можно считать полностью адекватными, так как «одномерный мозг» не может служить полноценной моделью реального мозга.

Для более сложных случаев, тем более для трехмерного мозга, вычисление интеграла (36) затруднительно.

■ ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящее время проблема создания искусственного интеллекта базируется на разработке программного обеспечения для искусственных нейронных сетей с возможностью их обучения. Конструкция искусственных нейронных сетей в основном базируется на модели перцептрона разной степени сложности.

Однако этот путь не может привести к возникновению искусственного интеллекта, который мог бы не только обучаться известным знаниям, но и формировать новые знания.

Данное препятствие связано с тем, что любые разновидности искусственных нейронных сетей, применяемые в настоящее время, в частности на основе схемы перцептрона, являются детерминированными.

Мозг человека функционирует также и в стохастическом режиме, который обеспечивает возможность его творческой работы и генерирования нового знания.

Принципы стохастической работы мозга, рассмотренные выше, позволяют наметить пути создания полноценного искусственного интеллекта.

При решении медико-диагностических задач, связанных с заболеванием головного мозга, нужно обратить особое внимание на α -ритм пациента. По-видимому, α -ритм человека представляет собой близкие к периодическим, самопроизвольные, случайные возбуждения ЦНЦ. При болезни Альцгеймера интенсивность α -ритма, очевидно, должна снижаться в связи с гибелью части нейронов. Чем дальше зашел патологический процесс, тем меньше должна быть интенсивность α -ритма. В то же время интенсивность и частота α -ритма, по нашему мнению, характеризуют когнитивные, творческие, интуитивные возможности человека. Имеются сведения о том, что люди с так называемыми экстрасенсорными способностями (а по-видимому, обладающие развитой интуицией) имеют высокую амплитуду α -ритма.

В связи с тем что способности людей-счетчиков часто ведут к шизофрении, возможно, есть корреляция между интенсивностью α -ритма и предрасположенностью к этому заболеванию. ■

Конфликт интересов: все авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов, требующего раскрытия в данной статье.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Guyton AC, Hall JE. Textbook of medical physiology. Elsevier Inc., New York, USA, 2006. [Гайтон А.К., Холл Дж.Э. Медицинская физиология. Пер. с англ. М.: Логосфера, 2008:621,807,817].
2. Volobuev AN, Romanchuk PI, Bulgakova SV. Alzheimer's disease as the cerebral cortex disorder. *Science & Innovations in Medicine*. 2019;4(2):16–20. (In Russ.) [Волобуев А.Н., Романчук П.И., Булгакова С.В. Болезнь Альцгеймера – заболевание коры головного мозга. *Наука и инновации в медицине*. 2019;4(2):16–20]. doi: 10.35693/2500-1388-2019-4-2-16-20
3. Rosenblatt F. The perceptron, a probabilistic model for information storage and organization in the brain. *Psych Rev*. 1958;65:386–408.
4. Grechko LG, Sugakov VI, Tomasevich OF, Fedorchenko AM. Problems in theoretical physics. M., 1972. (In Russ.) [Гречко Л.Г., Сугаков В.И., Томасевич О.Ф., Федорченко А.М. Сборник задач по теоретической физике. М., 1972].
5. Levitov LS, Shitov AV. Green's function. Problems and solutions. M.: FIZMATLIT, 2003. (In Russ.) [Левитов Л.С., Шитов А.В. Функции Грина. Задачи и решения. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2003].
6. Skopenkov MB, Pakharev AA, Ustinov AV. Through resistivity network. *Matematicheskoe prosveshchenie*. 2014;3(18):33–65. (In Russ.) [Скопенков М.Б., Пахарев А.А., Устинов А.В. Сквозь сеть сопротивлений. *Математическое просвещение*. 2014;3(18):33–65].
7. Spitzer F. Principles of Random Walk. Princeton, New Jersey, 1964. [Спицер Ф. Принципы случайного блуждания. Пер. с англ. М.: Мир, 1969].
8. Fikhtengolts GM. Rate differential and integral calculus M.: Nauka, 1966. (In Russ.) [Фихтенгольц Г.М. Курс дифференциального и интегрального исчисления. М.: Наука, 1966].