

Г. А. КОЛОТЕНКО, канд. техн. наук,
А. Т. ФИЛАТОВ, д-р мед. наук, *Т. И. АХМЕДОВ*, канд. мед. наук

ВЕКТОРНАЯ МОДЕЛЬ СИНХРОННЫХ И АСИНХРОННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Модель множества синхронных и асинхронных потенциалов головного мозга можно характеризовать трехмерными координатами кривых поверхностей.

Цель статьи — построение векторной модели потенциалов головного мозга методами биологической и медицинской кибернетики по данным ЭЭС.

Структуры и величины накопленных комбинаторных структур потенциалов головного мозга за ЭЭС выборку скалярны, если определяются только числом. Множества различных синхронных и асинхронных потенциалов, отображающие межструктурные связи или взаимосвязи головного мозга, векторны, если составляющие ее скаляры имеют направление. Так как функциональные состояния организма характеризуются общей направленностью, то различные комбинаторные синхронные и асинхронные потенциалы головного мозга векторны. Такие потенциалы образуют системы.

Длительность систем пространственно-временных связей головного мозга иерархических структур можно описать аналоговыми, импульсными и аналого-импульсными параметрами. Одиночный импульс (солитон) имеет параметры: длительность импульсов τ_n на определенном уровне анализа, передний (восходящий) фронт τ_f биоимпульса, задний (нисходящий) фронт $\tau_{сп}$, максимальную амплитуду i_{max} , период T , частоту f по величине обратную периоду и т. д. Множество непрерывных биоимпульсов головного мозга образуют непрерывный, аналоговый нелинейный процесс. Эквивалентные преобразования с аналоговыми элементами в сочетании с системой параметров множества импульсов формируют аналого-импульсные модели доминантных систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга при различных функциональных состояниях, что позволяет их использовать при количественно-дифференцированном анализе в клинике и эксперименте.

Простейшие автоматические преобразования, связанные с суммой τ_n за ЭЭС реализации, позволяют оценить определенную сторону межцентральных пространственно-временных отношений, обусловленных целостной деятельностью мозга. Длительность импульсов τ_n идентифицирует время существования позиционной биоэлектрической активности целостного мозга. Следовательно, системы пространственно-временных связей головного мозга имеют общую направленность развития во времени и в этом смысле векторны. На определенном амплитудном уровне активности векторные длительности формируются в виде отрезков разной длины, ограниченных друг от друга пространством разрыва. Их можно условно назвать дискретными биоэлектрическими событиями или квантами. Длина вектора такого биоэлектрического кванта $\vec{\tau}_n$ представляет модуль вектора $|\vec{\tau}_n|$, его абсолютную или скалярную величину. Переменные вектора $|\vec{\tau}_n|$ множества доминантных систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга иерархических структур при различных функциональных состояниях однонаправлены, что, в частности, характеризует необратимость биоэлектрических процессов головного мозга во времени.

Если модуль $|\vec{\tau}_n|$ равен единице измерения, то он равен орту $\vec{\tau}_n^0$. Направление векторов $\vec{\tau}_n$ и $\vec{\tau}_{сп}$ множества доминантных систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга по ходу развития нелинейных биоэлектрических процессов криволинейно. Направление прямого, аппроксимированного векторного луча, направленного от нулевой оси до точки пересечения криволинейного вектора переднего или заднего фронта с амплитудным уровнем, на котором производится кибернетический анализ, идеально. Если начало вектора $\vec{\tau}_n$ до-

минантной системы пространственно-временных связей головного мозга иерархических структур, отображенного на разных амплитудных уровнях (разница между которыми равна дифференциалу ds) так, что начало его совпадает с концом, то вектор этой системы пространственно-временной связи мозга нулевой и имеет в плане векторного исчисления неопределенное направление.

Таким образом, если производить измерения, двигаясь по нелинейной кривой ЭЭГ, то биоэлектрическая активность головного мозга будет характеризоваться аналоговой векторной кривой. Если же оценивать биоэлектрическую активность мозга параметрами $\vec{\tau}_n$ систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, то эти же процессы будут прерывными, дискретными и тоже векторными.

Векторы $\vec{\tau}_n$ множества систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга на одном или ряде уровней анализа коллинеарны, параллельны и равнонаправлены. Сумма коллинеарных векторов $\vec{\tau}_n$ множества доминантных систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга при различных функциональных состояниях равна сумме их модулей $\vec{\tau}_{n_1} + \vec{\tau}_{n_2} + \dots + \vec{\tau}_{n_i} + \dots = |\vec{\tau}_{n_1}| + |\vec{\tau}_{n_2}| + \dots + |\vec{\tau}_{n_i}|$.

Перемещение коллинеарных векторов $\vec{\tau}_n$ множества систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга идентичных структур при различных функциональных состояниях не меняет их суммы:

$$\vec{\tau}_{n_1} + \vec{\tau}_{n_2} + \dots + \vec{\tau}_{n_i} + \dots + \dots = \dots + \vec{\tau}_{n_i} + \dots + \vec{\tau}_{n_2} + \vec{\tau}_{n_1} + \dots$$

Неравенство $\vec{\tau}_{n_1} \neq \vec{\tau}_{n_2} \neq \dots \neq \vec{\tau}_{n_i} \neq \dots$ множества систем пространственно-временных связей головного мозга может интерпретироваться деформацией $\vec{\tau}_{n_i}$, образующейся в результате умножения вектора $\vec{\tau}_{n_i}$ на скаляр одной полярности для четного числа, только положительной — для нечетного числа. Например, при $a = -4$, $b = -5$ имеем

$$a(b \vec{\tau}_{n_i}) = (ab) \vec{\tau}_{n_i}; -4 \cdot (-5 \cdot \vec{\tau}_{n_i}) = 20 \cdot \vec{\tau}_{n_i}$$

В таком случае, если $\vec{\tau}_{n_1} = \vec{\tau}_{n_i}$, а $\vec{\tau}_{n_2} = 20 \vec{\tau}_{n_i}$, то $\vec{\tau}_{n_2} > \vec{\tau}_{n_1}$. Длительность вектора $\vec{\tau}_{n_2}$ системы пространственно-временных связей головного мозга больше вектора $\vec{\tau}_{n_1}$ в 20 раз. Направление векто-

ров $\vec{\tau}_{n_1}$ и $\vec{\tau}_{n_2}$ анализируемых систем пространственно-временных связей головного мозга одинаковое. Отсюда

$$\vec{\tau}_{n_1} \neq a \vec{\tau}_{n_1} \neq b \vec{\tau}_{n_1} \neq c \vec{\tau}_{n_1} \neq \dots,$$

где $n = a \neq b \neq c \dots$ — скаляры, $\vec{\tau}_n$ — не нулевой вектор системы пространственно-временных связей головного мозга.

Умножение вектора $\vec{\tau}_{n_1}$ системы пространственно-временных связей головного мозга на скаляр n моделирует трансформацию коллинеарного вектора $\vec{\tau}_{n_1}$ системы пространственно-временных связей головного мозга, развивающейся во времени $t_1, t_2, \dots, t_i, \dots, t_n$ и образуя векторы $\vec{\tau}_{n_1}, \vec{\tau}_{n_2}, \dots, \vec{\tau}_{n_i}, \dots, \vec{\tau}_{n_n}$ множества систем пространственно-временных связей головного мозга. Эти векторы равнонаправлены независимо от количества уровней анализа и могут характеризоваться матрицей:

$$\left\| \begin{array}{ccccccc} \vec{\tau}_{n_1}^1, & \vec{\tau}_{n_2}^1, & \vec{\tau}_{n_3}^1, & \dots, & \vec{\tau}_{n_i}^1, & \dots, & \vec{\tau}_{n_n}^1 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \vec{\tau}_{n_{i_1}}^i, & \vec{\tau}_{n_{i_2}}^i, & \vec{\tau}_{n_{i_3}}^i, & \dots, & \vec{\tau}_{n_{i_i}}^i, & \dots, & \vec{\tau}_{n_{i_n}}^i \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \vec{\tau}_{n_{n_1}}^n, & \vec{\tau}_{n_{n_2}}^n, & \vec{\tau}_{n_{n_3}}^n, & \dots, & \vec{\tau}_{n_{n_i}}^n, & \dots, & \vec{\tau}_{n_{n_n}}^n \end{array} \right\|.$$

Скаляр n коллинеарных векторов множества систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга называется отношением векторов, так как

$$a = \frac{\vec{a} \vec{\tau}_{n_1}}{\vec{\tau}_{n_1}}; \quad b = \frac{\vec{b} \vec{\tau}_{n_1}}{\vec{\tau}_{n_1}}; \quad c = \frac{\vec{c} \vec{\tau}_{n_1}}{\vec{\tau}_{n_1}}; \quad \dots \quad i = \frac{i \vec{\tau}_{n_1}}{\vec{\tau}_{n_1}}.$$

Кибернетический анализ однонаправленных коллинеарных векторов множества систем пространственно-временных связей головного мозга равносильен параллельному переносу их относительно друг друга на различные уровни биоэлектрической активности головного мозга с соответствующей им деформацией длин $\vec{\tau}_n$.

В прямоугольной или декартовой системе координат проекции векторов $\vec{\tau}_n$ и τ_{cn} равны:

$$X = X_2 - X_1, \quad Y = Y_2 - Y_1, \quad Z = Z_2 - Z_1;$$

$$X = a_2 - a_1, \quad Y = b_2 - b_1, \quad Z = C_2 - C_1.$$

Векторы $\vec{\tau}_n, \vec{\tau}_{cn}$ могут быть условно записаны

$$\vec{\tau}_\Phi = \vec{\tau}_n = (X_2 - X_1)\vec{i} + (Y_2 - Y_1)\vec{j} + (Z_2 - Z_1)\vec{k};$$

$$\vec{\tau}_{cn} = (a_2 - a_1)\vec{i} + (b_2 - b_1)\vec{j} + (C_2 - C_1)\vec{k},$$

где $\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$ — орты, единичные векторы систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга иерархических структур, спроектированные на соответствующие оси координат.

Проекции векторов $\vec{\tau}_{\Phi_1}, \vec{\tau}_{\Phi_2}, \dots, \vec{\tau}_{\Phi_i}, \dots, \vec{\tau}_{\Phi_n}$ множества систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга и $\vec{\tau}_{cn_1}, \vec{\tau}_{cn_2}, \dots, \vec{\tau}_{cn_i}, \dots, \vec{\tau}_{cn_n}$ за ЭЭС реализацию равны соответствующим суммам:

$$\vec{\tau}_{\Phi_1} + \vec{\tau}_{\Phi_2} + \vec{\tau}_{\Phi_3} + \dots + \vec{\tau}_{\Phi_i} + \dots + \vec{\tau}_{\Phi_n};$$

$$\vec{\tau}_{cn_1} + \vec{\tau}_{cn_2} + \vec{\tau}_{cn_3} + \dots + \vec{\tau}_{cn_i} + \dots + \vec{\tau}_{cn_n}.$$

При сложении векторов $\vec{\tau}_{\Phi_i}, \vec{\tau}_{cn_i}$ систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга одноименные проекции складываются:

$$\begin{aligned} & (\vec{\tau}_{\Phi_1} + \vec{\tau}_{\Phi_2} + \dots + \vec{\tau}_{\Phi_i} + \dots + \vec{\tau}_{\Phi_n}) + (\vec{\tau}_{cn_1} + \vec{\tau}_{cn_2} + \dots + \vec{\tau}_{cn_i} + \dots \\ & + \dots + \vec{\tau}_{cn_n}) = (X_1 + X_2 + \dots + X_i + \dots + X_n)\vec{i} + \\ & + (Y_1 + Y_2 + \dots + Y_i + \dots + Y_n)\vec{j} + (Z_1 + Z_2 + \dots + Z_i + \dots + Z_n)\vec{k}. \end{aligned}$$

При дифференциации моделей множества доминантных систем пространственно-временных синхронных связей головного мозга соответствующих функциональных состояний деформации $\vec{\tau}_\Phi$ и $\vec{\tau}_{cn}$ этих систем могут быть отражены путем умножения соответствующей проекции на скаляр. Тогда при $n=a, b, C, \dots, i, \dots, m$:

$$\begin{aligned} n(\vec{\tau}_{\Phi_1} + \vec{\tau}_{\Phi_2} + \dots + \vec{\tau}_{\Phi_i} + \dots + \vec{\tau}_{\Phi_n}) + n(\vec{\tau}_{cn_1} + \vec{\tau}_{cn_2} + \dots + \vec{\tau}_{cn_i} + \dots \\ + \vec{\tau}_{cn_n}) = n[(X_1 + X_2 + \dots + X_i + \dots + X_n)\vec{i} + \\ + (Y_1 + Y_2 + \dots + Y_i + \dots + Y_n)\vec{j} + \\ + (Z_1 + Z_2 + \dots + Z_i + \dots + Z_n)\vec{k}]. \end{aligned}$$

Для вектора $\vec{\tau}_{ni}$ систем пространственно-временных связей головного мозга две компоненты проекции представляют нуль-вектор, так как $\vec{\tau}_{ni}$ коллинеарен с временной осью OX .

Сумма проекций векторов $\vec{\tau}_{\phi_i}, \vec{\tau}_{n_i}, \vec{\tau}_{сп_i}$ равна времени ЭЭС реализации. Удельный вес соответствующей суммы проекций векторов $\vec{\tau}_{\phi_i}, \vec{\tau}_{n_i}, \vec{\tau}_{сп_i}$ определяет временную доминантность переменных процессов роста биоэлектрической активности до определенного амплитудного уровня, длительности протекания биоэлектрической активности головного мозга на определенном амплитудном уровне, время спада и нарастания биоэлектрической активности мозга.

Если сумма проекции векторов $\vec{\tau}_{n_i}$ больше суммы проекции векторов $\vec{\tau}_{\phi_i}, \vec{\tau}_{сп_i}$, то на данном уровне биоэлектрической активности относительно устойчивые процессы биоэлектрической активности превалируют над неустойчивыми. Стабильность выше у дифференцируемых систем пространственно-временных связей головного мозга иерархических структур, вероятностно меняющихся согласно изменению функционального состояния.

Векторное произведение $\vec{\tau}_{n_1}^1, \vec{\tau}_{n_1}^2, \dots, \vec{\tau}_{n_i}^i, \dots, \vec{\tau}_{n_n}^n$ систем пространственно-временных связей головного мозга иерархических уровней анализа равно нулю, так как они коллинеарны

$$[\vec{\tau}_{n_1}^1, \vec{\tau}_{n_1}^2, \dots, \vec{\tau}_{n_i}^i, \dots, \vec{\tau}_{n_n}^n] = 0.$$

Но если подойти в более широком плане анализа, то объемные модели множества систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга могут быть построены при помощи векторного произведения трех векторов, два из которых лежат в метрическом пространстве регистрации p , третий — перпендикулярен им. Множество криволинейных плоскостей, образующих пучок анализируемых плоскостей, проходящих через зону регистрации, аппроксимированно представляемую точкой s_{0_i} называется связкой плоскостей множества доминантных систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, а s_0 — центром этой связки. Так как зон регистрации много, следовательно, центров связок также множество. Они замкнуты между собой криволинейными поверхностями i -го порядка систем пространственно-временных связей головного мозга. Кривизну этих плоскостей определяет вес множества систем пространственно-временных связей головного мозга в центре связки. В первом приближении множество поверхностей пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга может быть представлено системами линейных уравнений, решаемых при помощи определителей и матриц, в которых коэффициентами соответствующих проекций векторов может служить вес, характерный для анализируемого функционального состояния.

Если каждой точке метрического пространства p головного мозга поставлена в соответствие каждая точка отображения, то имеется тождественное преобразование пространства p .

При гомоморфном моделировании биоэлектрических явлений головного мозга может наблюдаться сжатие (характеризуемое делением) и расширение (при умножении) биопотенциалов головного мозга в пространстве и времени соответственно функциональным состояниям, что является решающим фактором для объективного дифференцирования и краткосрочного прогнозирования.

Векторы систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, компоненты которых не меняют знаки при инверсии системы координат, называются псевдовекторами или аксиальными векторами систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга. Примером аксиального вектора может служить векторное произведение двух полярных векторов τ_f и τ_{cp} модельно представляющих поворот системы биоимпульсов в объемном пространстве.

Наличие на поверхности регистрации пульсирующих потенциалов мозга, порожденных, по всей видимости, системой импульсного возбуждения, приводит к объективной необходимости существования квазистационарного биоэлектрического поля, существующего как в объеме головного мозга, так и в его окрестности. Квазистационарное биоэлектрическое поле головного мозга названо так потому, что характеризуется постоянной и импульсирующей, низкочастотной переменной составляющей. Оно аналогово (в этом смысле для него характерна диффузная биоэлектрическая область) и оно дискретно (в этом смысле для него приемлема локальность, сконцентрированность биоэлектрических областей). Наличие разности потенциалов между координатами регистрации доказывает формирование объемных биоэлектрических диполей, находящихся в динамике перемещений. Переменная электрическая составляющая головного мозга в окружающей «сжимаемой» среде быстро затухает. Магнитная составляющая этого импульсирующего биоэлектрического поля головного мозга такого малого порядка, что в настоящий момент измерительной техники псевдопарадоксальна.

Используя символическую операцию пространственного дифференцирования

$$\nabla = \frac{\partial}{\partial X} \vec{i} + \frac{\partial}{\partial Y} \vec{j} + \frac{\partial}{\partial Z} \vec{k}$$

и зная вектор скорости u импульсирующего потока биоэлектрической активности головного мозга в одном из множеств вероятных центров системы импульсного возбуждения целостного мозга, можно промоделировать ряд свойств пространственно-временного распределения биоэлектрической активности мозга следующей формулой:

$$\frac{d}{dt} = \frac{\partial}{\partial t} + \vec{v} \cdot \nabla,$$

где $\partial/\partial t \neq 0$ — изменение во времени биоэлектрической активности

нестационарного импульсного «погранично»-низкочастотного потока в фиксированной координате пространства, иначе называемой локальной, или местной производной центра активации системы импульсного возбуждения или торможения головного мозга; $u \cdot \nabla$ — характеризует изменение координат, соответствующее перемещению (конвекции) в поле биоэлектрической активности головного мозга, условно называемое конвективной производной.

Если $\partial/\partial t$ характеризует нестационарность квазистационарного биоэлектрического поля головного мозга в координируемом пространстве среды, конвективная производная определяет пространственную неоднородность биоэлектрического поля в фиксируемый

момент времени t . Тогда $\vec{\partial v}/\partial t$ характеризует локальное ускорение,

$k_n = (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v}$ — параметр конвективного ускорения биоэлектрического поля головного мозга в одном из множеств вероятностно-активированных зон или доминантных областей зависимых от пространственно-временного распределения системы импульсного возбуждения целостного мозга. Ускорение $k_n = 0$ биоэлектрических потоков неоднородного квазистационарного поля равно нулю в предельном случае. В указанном случае по конвективной составляющей биоэлектрическое поле целостного мозга проявляется дискретно. Для такой модели головного мозга характерно диффундирование биоэлектрического поля. «Рассеивание» в пространстве силовых линий биоэлектрического поля целостного мозга недопустимо смешивать с диффундированием заряженных частиц. «Соприкосновение» понятий происходит вследствие математической сложности отображаемого материала.

Как видно, идентификация множества иерархических систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга при помощи элементов векторного исчисления позволяет углубить представление о доминантности системы импульсного возбуждения целостного мозга.

Если учитывать доминанты множества систем пространственно-временных синхронных и асинхронных связей головного мозга, например операторов АСУ, обусловленные положительными и отрицательными эмоциями, то их можно разграничить на положительные и отрицательные. Последние векторно «иррадируют», взаимно затормаживают друг друга, одна или несколько подсистем связей которых переходит в сферу маловероятных скрытых доминант, другая (или несколько других), в силу сложившихся благоприятных облегченных условий, становится (либо сохраняется) вероятной, очевидной доминантой систем пространственно-временных связей головного мозга. Исходя из основополагающих положений школы И. П. Павлова, можно утверждать, что в зависимости «от силовых отношений» двухи более доминантных состояний систем пространственно-временных связей пусковое целенаправленное возмущение может перехватываться то одним, то другим из них, то вариантами усиливающихся импульсных возбуждений, распространяясь в пространстве и определяя тем самым структуру до-

минантных систем пространственно-временных связей головного мозга в целом.

Если подходить при проектировании бионического устройства, функционирующего по принципу доминант в плоскости двоичного кода, когда логический нуль характеризует энергетическое обесточивание, значит не учитывать механизм взаимодействия системы электротонического и импульсного возбуждения и иерархии сетей прямых и обратных связей. Предлагаемая модель приводит к необходимости разработки электронных схем, когда логические «1» и «0» — активны, коммутируемы. Тогда обесточивание будет соответствовать третьему искусственному состоянию. Саморегуляция бионических устройств должна производиться как по постоянной, так и по переменной составляющим электронных схем. Только такое моделирование составляет обязательный и плодотворный этап изучения функциональных проявлений организма. Давая в руки экспериментатора возможность управления физиологическими явлениями и произвольного их комбинирования, экспериментальные модели открывают широчайшие горизонты по вскрыванию природы функций»*.

Поступила в редколлегию 15.02.87