

Med., 1969, 10, № 10, p. 641—645. 10. *Kenny R. W., Ackery D. M., Fleming J. S., Goddard B.-A., Grant R. W.* Deconvolution analysis of the scintillation camera renogram.—Brit. J. Radiology, 1975, 48, p. 481—486. 11. *Knudsen E., Hojberg K.* Simulation of the radipuran renogram test on analogue computer.—Int. J. Appl. Rad. Isotopes., 1967, 18, p. 639—643. 12. *Reeve J., Crawley J. C. W.* Quantitative radioisotope renography: the derivation of physiological data by deconvolution analysis using a single— injection technique.—Clin. Sci. Molecul. Med., 1974, 47, № 4, p. 317—330. 13. *Woller P., Hennig K.* Моделирование процесса прохождения гиппурана через почки.—Радиол. диагн., 1970, № 3, с. 395—402.

Поступила в редакцию 05.03.81

УДК 612.82.014

Г. А. КОЛОТЕНКО

МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЕСА МНОЖЕСТВА СИСТЕМ СИНХРОННЫХ И АСИНХРОННЫХ СВЯЗЕЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА ГАУССОВЫМ РАСПРЕДЕЛЕНИЕМ

Разработка методов для системного исследования переменных пространственно-временных организаций синхронных и асинхронных потенциалов головного мозга и их реализация в виде бионических устройств является актуальной задачей.

Цель статьи — описать моделирование веса множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга гауссовым распределением. Это тем более важно, что в настоящее время широко изучаются математические закономерности биоэлектрических колебаний мозга, позволяющие, в частности, выдвинуть гипотезу о целостности алгоритмов волн ЭЭГ [1].

Согласно центральной предельной теореме вероятностей, с ростом числа анализируемых систем синхронных и асинхронных связей головного мозга сумма накопленных систем пространственно-временных связей головного мозга стремится к гауссовому (нормальному) распределению весов.

Для прогнозирования важно, что вес заранее неизвестной индивидуальной системы синхронных и асинхронных связей головного мозга попадет в вероятностный интервал признака вариационного ряда, отображающего системы синхронных и асинхронных связей определенных структур, в соответствии с плотностью распределения вероятностных весов этих систем:

$$p(v_1 < v_i < v_2) \cong \int_{v_1}^{v_2} p(v_i) dv.$$

При графическом изображении функции плотности весов множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга идентичных структур в интервале соответствующего признака i -го вариационного ряда имеют симметричный холмообразный вид. Вершина его символизирует

математическое ожидание $M(v) = a$, равное центру тяжести систем синхронных и асинхронных связей головного мозга в целом, вокруг которого рассеиваются веса множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга.

Учитывая, что анализируются вероятностные, а не достоверные веса множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга, вес любой системы в интервале соответствующего признака вариационного ряда может приближенно алгоритмизироваться формулой:

$$\int_{v_1}^{v_2} \rho(v_i) dv \approx 1.$$

Это означает: чем достовернее плотность распределения весов множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга, тем острее резонансная кривая распределенных весов, величина ближе к единице.

Дифференциальное исчисление позволяет установить, что график гауссова распределения весов множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга идентичных структур симметричен относительно прямой, восстановленной в центре тяжести весов анализируемой совокупности систем связей. В этом графике ось абсцисс, вдоль которой происходит распределение весов множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга и производится обмер вероятностного интервала соответствующего признака вариационного ряда, является асимптотой графика. Кривая вероятностного распределения весов множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга при гауссовом распределении имеет одно экстремальное значение, равное центру тяжести множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга идентичных структур: при $M(v) = a$

$$Y_{\max} = \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}}.$$

Не исключено, что вес индивидуальной системы синхронных и асинхронных связей головного мозга может совпасть с центром тяжести множества индивидуальных систем одинаковых структур.

Кривая вероятностного распределения весов множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга, характеризуемая признаком вариационного ряда, имеет две точки перегиба, симметрично расположенные относительно прямой, восстановленной в центре тяжести весов множества анализируемых систем и находящейся на расстоянии

среднеквадратического отклонения от нее. Ординаты точек перегиба равны

$$Y_{tp} = \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi e}}.$$

Вероятность того, что вес индивидуальной системы синхронных и асинхронных связей головного мозга соответствующим структур примет какое-нибудь значение из интервала (v_1, v_2) признака вариационного ряда, отображающего множества этих систем, равна в аппроксимированном виде определенному интегралу от плотности вероятности, распространенному на этот интервал.

Плотностью вероятности распределения бесконечного множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга является производная ее кривой вероятностного распределения, в идеальном случае стремящаяся к функциональной кривой распределения веса множества индивидуальных систем. В формуле Ньютона — Лейбница несобственный интеграл выразит вероятность того, что любая система синхронных и асинхронных связей головного мозга примет в идеальном случае значение из интервала $(-\infty, +\infty)$. Поэтому при функциональной зависимости распределения весов множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга вероятность отображает достоверный вес множества систем, что невозможно. В этом случае несобственный интеграл в формуле Ньютона — Лейбница равен единице:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \varphi(v) dv = 1 \text{ при } \varphi(v) \cong F'(v).$$

Плотности вероятности распределения множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга, как производные неубывающих вероятностных распределений в одном из пределов, стремящихся к функциональным зависимостям, являются неотрицательными независимо от возмущений. Поэтому кривые распределения весов множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга одинаковых структур не могут лежать ниже оси абсцисс.

Если случайный вес системы синхронных или асинхронных связей головного мозга может принимать все значения на числовой оси или все значения на полупрямой, то, как показывает [2], для кривой распределения ее ось абсцисс является асимптотой (соответственно в обе или одну сторону).

Вероятность того, что случайный вес системы синхронных и асинхронных связей головного мозга примет значение между v_1 и v_2 , равна площади криволинейной трапеции. В первом при-

близении можно считать: вероятность того, что случайный вес наперед неизвестной системы примет любое значение из вероятного интервала $(v, v + \Delta v)$ признака вариационного ряда, отображающего в графической форме эту систему связей с точностью до бесконечно малых высшего порядка по сравнению с Δv , равна длине интервала этого признака, умноженной на значение плотности вероятности в начальной точке интервала.

Вес множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга распределен по нормальному закону, если плотность вероятностей задана в виде определенного интеграла:

$$p(v_1 < v_i < v_2) = \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}} \int_{v_1}^{v_2} e^{-\frac{(v-a)^2}{2\sigma^2}} dv.$$

Пусть $t = (v - a)/\sigma$. Отсюда $v = a - \sigma t$, $dv = \sigma dt$. Пределами интегрирования по переменной t будут $t_1 = (v_1 - a)/\sigma$ (нижний), $t_2 = (v_2 - a)/\sigma$ (верхний). Тогда

$$p(v_1 < v_i < v_2) = \frac{1}{\sigma \sqrt{2\pi}} \int_{v_1}^{v_2} e^{-\frac{(v-a)^2}{2\sigma^2}} dv = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{t_1}^{t_2} e^{-\frac{t^2}{2}} dt.$$

В соответствии со свойствами определенных интегралов

$$\begin{aligned} p(v_1 < v_i < v_2) &= \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \left(\int_{t_1}^0 e^{-\frac{t^2}{2}} dt + \int_0^{t_2} e^{-\frac{t^2}{2}} dt \right) = \\ &= \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_0^{t_2} e^{-\frac{t^2}{2}} dt - \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_0^{t_1} e^{-\frac{t^2}{2}} dt. \end{aligned}$$

Если $\Phi\left(\frac{v-a}{\sigma}\right)$ — функция Лапласа, то вероятность того, что случайный вес индивидуальной системы синхронных и асинхронных связей головного мозга, соответствующий гауссову распределению, примет значение в интервале (v_1, v_2) признака, равна

$$p(v_1 < v_i < v_2) = \frac{1}{2} \left[\Phi\left(\frac{v_2 - a}{\sigma}\right) - \Phi\left(\frac{v_1 - a}{\sigma}\right) \right].$$

При этом важно учитывать четность и нечетность, монотонность, предел функции Лапласа.

Приведение распределения веса множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга к функции Лапласа свидетельствует о том, что в ходе моделирования систем пространственно-временных связей мозга учитывали тот предел, который устремляет распределение систем к достоверности, и не учитывали предел, приводящий к редко случайным распределениям весов множества систем.

Свойства системы распределения связей головного мозга зависят от начальных v_i и центральных моментов, которые определяются по формулам:

$$\begin{aligned} v_1 &= a, & \mu_1 &= 0, \\ v_2 &= a^2 + \sigma, & \mu_2 &= \sigma^2, \\ v_3 &= 3a\sigma^2 - a^3, & \mu_3 &= 0, \\ v_4 &= a^4 + 6a^2\sigma^2 + 3\sigma^4; & \mu_4 &= 3\sigma^4. \end{aligned}$$

Вес множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга идентичных структур, имеющие гауссово распределение, ярче всего характеризуются математическим ожиданием μ и средним квадратическим отклонением σ , т. е. соответственно начальным моментом первого и центральным второго порядков.

Центр тяжести веса множества систем одинаковых структур не влияет на форму гауссовой кривой и, определяя лишь положение ее максимальной кривой, свидетельствует о смещении центра тяжести этих систем связей без изменения их объема. При постоянном центре тяжести и уменьшении среднего квадратического σ гауссова кривая распределения веса множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга идентичных структур становится около максимальной ординаты более острой и высокой и лишь на небольшом участке возвышается над осью абсцисс, а потом почти сливается с ней. Это свидетельствует о том, что системы весов синхронных и асинхронных связей одинаковых структур сужаются в объеме, сохраняя центр тяжести постоянным. С возрастанием среднего квадратического отклонения кривая гауссова распределения весов множества систем синхронных связей головного мозга медленнее приближается к оси абсцисс, ее максимальная ордината уменьшается в σ раз, распределение вероятностей становится более равномерным.

Интерпретируя трансформацию веса множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга одинаковых структур, можно утверждать, что вес систем расширяется в объеме, сохраняя центр тяжести неизменным. Если же будет меняться математическое ожидание и среднее квадратическое отклонение, то вес множества систем синхронных связей будет пульсировать в объеме и перемещаться в пространстве. Эти свойства оказываются чрезвычайно важными при объективной дифференциальной диагностике переменных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга.

Когда гауссово распределение является симметричным, математическое ожидание и центр вероятностного интервала признака, выражающие экстремум весов множества индивидуальных систем синхронных и асинхронных связей головного мозга, совпадают и являются центром симметрии.

Коэффициенты асимметрии A_k и эксцесса ϵ_k равны нулю. Это значит: центр вероятностного интервала (v_1, v_2) признака и математическое ожидание $M(v)$ совпадают и равны $1/2$ интервала (v_1, v_2) , т. е. наблюдается симметрия весов относительно центра тяжести весов множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга. Симметричность в данном случае заключается в том, что любые случайные веса индивидуальных систем равны по модулю. Коэффициент вариации веса множества систем равен

$$\omega = \frac{100\sigma}{M(v)} = \frac{100\sigma}{\mu}$$

Относительная ошибка систем синхронных и асинхронных связей головного мозга

$$m = \sigma / \sqrt{n},$$

где n — множество систем мозга

Кибернетический анализ 362 ЭЭГ 40 операторов АСУ при различных функциональных состояниях показывает: веса множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга иерархических структур легко описываются указанными информационно-статистическими параметрами и, обнаруживая вероятностную направленность гауссова распределения весов, четко дифференцируются. Это убедительно доказывается при кибернетическом анализе множества систем совмещенных синхронных связей головного мозга даже с диффузным характером структур. Исследуем некоторые дифференцируемые системы синхронных связей головного мозга четырех и пятикомпонентных структур [3].

Как известно, признаки вариационных рядов, отображая иерархию множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга, достигнув апогея разветвления для признаков, характеризующих множество систем синхронных связей головного мозга тетрадных (четырехкомпонентных) структур, при переходе к признакам вариационного ряда, характеризующего множество систем синхронных связей головного мозга, октавных (пятикомпонентных) структур, моделируясь также гауссовым распределением, начинают сворачиваться.

Множества систем совмещенных синхронных связей головного мозга $H_{1,35}^5$, полученные на уровне анализа 5 мкв, имеют центры тяжести $\sup \mu = 5$ бит, $\inf \mu = 2$ бит, т. е. в среднем $\mu_{ср} = 3-4$ бит, что приблизительно в два раза меньше, чем средний центр тяжести весов множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга $H_{1,35}^4$ тетрадных структур. Это свидетельствует о том, что при одноранговом увеличении диффузности структур двукратно уменьшается интенсивность пространственно-временного синхронизма головного мозга.

Центр тяжести веса множества систем синхронных связей $H_{36,56}^5$ равен: $\sup \mu = 7 - 8$ бит, $\inf \mu = 3 - 4$ бит, для веса множества маркированных систем совмещенных синхронных связей $H_{36,70}^4$ $\mu_{cp} = 11 - 12$ бит. Это соответствует тенденции гауссова распределения множества систем синхронных связей головного мозга локальных структур (двух- и трехкомпонентных составов) и множества подсистем асинхронных связей головного мозга с ростом структуры на один ранг весовая интенсивность проявления множества индивидуальных систем совмещенных синхронных связей головного мозга падает почти в два раза.

Двойной весовой перепад подмножества систем совмещенных синхронных связей $H_{1,35}^5$ и $H_{36,56}^5$, характерный для центров тяжести μ множеств индивидуальных систем совмещенных синхронных связей головного мозга, сохраняется для среднеквадратических отклонений. В среднем σ_{cp} $H_{1,35}^5$ в два раза меньше среднеквадратических отклонений множества систем совмещенных связей $H_{1,35}^4$, для систем совмещенных синхронных связей $H_{36,56}^5$ средние величины среднеквадратических отклонений в полтора — два раза меньше σ_{cp} систем совмещенных синхронных связей $H_{36,70}^4$.

Расхождение подмножества систем совмещенных синхронных связей $H_{1,45}^5$ при аутосуггестии покоя, как правило, ниже, чем при ФС, потому что коэффициент сравнения по среднеквадратическим отклонениям меньше единицы. Наоборот, расхождение весов подмножества систем совмещенных синхронных связей $H_{46,56}^5$ при аутосуггестии покоя выше, чем при ФС 8 Гц. Отношения весов подмножеств систем совмещенных синхронных связей головного мозга октавных структур $H_{1,36}^5$ в период аутосуггестии покоя и фона в полтора — три с половиной раза больше, чем для подмножества систем совмещенных синхронных связей $H_{37,56}^5$ в период аутосуггестии покоя.

Коэффициент сравнения по коэффициентам вариации показывает: билатеральной асимметрии веса множества систем совмещенных синхронных связей головного мозга не наблюдается. Относительные ошибки множества систем совмещенных синхронных связей $H_{1,35}^5$, $H_{36,56}^5$ в среднем отличаются в полтора — два раза.

Кортеж систем совмещенных синхронных связей головного мозга $H_{1,35}^5$ включает подмножество систем совмещенных синхронных связей $H_{1,4}^5$ правой (D) стороны, стабильно коммутирующий один из участков головного мозга левой (s) стороны. Структуры систем совмещенных синхронных связей $H_{5,16}^5$, $H_{21,26}^5$ включают три участка D-стороны, два — s-стороны. Структуры $H_{17,20}^5$ состоят из двух компонент D-стороны, трех — s-стороны. Наконец, H_{35}^5 включает все участки s-стороны, коммутируя праволобную зону. Для $H_{1,35}^5$ характерно включение i_d , которая, возможно, является зоной иррадиации биоэнергетических сил разрушения мно-

жества иерархических систем совмещенных синхронных связей головного мозга, инертной зоной, зоной «молчания», зоной, которая обладает пониженной способностью к лабильному пространственно-временному синхронному функционированию головного мозга.

Таким образом, гауссово распределение веса множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга позволяет прогнозировать психофизиологическое состояние операторов АСУ. При объективной дифференциальной диагностике принцип практической уверенности будет заключаться в том, чтобы, придерживаясь «правила трех сигм», учитывать индивидуальные особенности ЭЭГ выборки и общую направленность веса множества систем синхронных и асинхронных связей головного мозга.

Список литературы: 1. Соколов А. А., Соколов Я. А. Математические закономерности электрических колебаний мозга.— В кн.: Материалы Первых Лазаревских чтений.— М.: Наука, 1976.— 99 с. 2. Карасев А. И. Основы математической статистики.— Росвузиздат, 1962.— 357 с. 3. Филатов А. Т. К вопросу о принципах саморегуляции психосоматических функций человека.— В кн.: Психическая саморегуляция. Алма-Ата, Госкомитет по печати Совета Министров Казахской ССР, 1974, с. 55—59.

Поступила в редколлегию 12.02.81.

УДК 57:53+612.13

Ю. П. ГОРГО, Ю. Б. РУБЦОВ

АВТОМАТИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ОЦЕНКИ ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ОПЕРАТОРА ПО ПАРАМЕТРАМ ЭКГ

Одним из распространенных методов функциональной диагностики при изучении состояния «человека-оператора» является метод электрокардиографии [1]. Он приобретает особое значение, когда интенсивность умственных, эмоциональных и физических нагрузок на организм человека все возрастает, одновременно увеличивается процент лиц с различными нарушениями сердечного ритма и сердечными патологиями вследствие перенапряжений или стрессовых воздействий [2]. Регистрация ЭКГ при оценке деятельности оператора обладает рядом преимуществ по отношению к другим методикам. Во-первых, этот метод хорошо разработан и описан в литературе, что позволяет сравнивать полученные данные с данными других авторов. Во-вторых, измерения параметров ЭКГ позволяют быстро набирать массив данных от оператора во время работы и затем применять для этого массива статистические и математические методы обработки. В-третьих, сигнал ЭКГ имеет довольно простую форму и легко подвергается автоматической обработке. Все это побудило нас детально исследовать методику электро-