

Алгоритмы оценивания основных ритмов электроэнцефалограмм для диагностики функционирования центральной нервной системы человека и первичного амбулаторного скрининга

Ф. Н. Григорьев, Н. А. Кузнецов

*Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова, Российская академия наук,
Москва, Россия*

e-mail: grigor@cplire.ru, kuznetsov@cplire.ru

Поступила в редколлегию 19.11.2010

Аннотация—Разработаны математическая модель и алгоритм для статистического оценивания частот основных ритмов ЭЭГ человека. Детальное изложение дано на примере трех ритмов. Написана реализующая разработанный алгоритм программа компьютерной обработки ЭЭГ. На основе достоверной экспериментальной выборки путем статистической обработки ЭЭГ сформулированы два критерия, которые позволяют при обработке сигнала O2 – A2 ЭЭГ пациента определить, находится ли ЦНС пациента в норме или пациент страдает болезнью Паркинсона. С получением дополнительной информации по выборке возможно определять вероятности ошибок первого и второго рода принятия статистических гипотез.

1. ВВЕДЕНИЕ

Почти восьмидесятилетние интенсивные исследования электрической активности мозга человека (первые эксперименты были проведены в 1928 году) привели, наконец, к широкому внедрению метода электроэнцефалографии в медицинскую практику [1–3]. По мере достижения все больших успехов, естественно, постоянно возрастают требования к скорости получения данных о работе мозга, расширению информативности приборного сопровождения, а также к оформлению получаемой информации в доступной для практикующих врачей форме. Констатируется, что первый этап в электроэнцефалографии завершен, и сейчас необходимо переходить на качественно иной уровень исследований и практической работы [2, 3].

В настоящее время самой доступной является возможность измерять и записывать электрическую составляющую поля мозга человека – электроэнцефалограмму (ЭЭГ). Установление диагноза, контроль за состоянием больных и их лечением с помощью ЭЭГ используются в неврологии, психиатрии и нейрохирургии.

Постоянно повышаются требования к качеству расшифровки ЭЭГ. Высококвалифицированные специалисты ведущих центров достигли в этих областях значительных успехов [4–6]. Однако первичный скрининг пациентов с целью выделить потенциально больных людей проводят рядовые врачи, не специализирующиеся на отдельных заболеваниях и не имеющие возможности широко использовать разнообразную аппаратуру. Поэтому очень желательно иметь возможность объективно оценивать пациентов с помощью современного аппаратурного анализа, простого в обслуживании и автоматически дающего заключение.

Важными показателями состояния центральной нервной системы человека (ЦНС) являются возбуждаемые электромагнитным полем головного мозга сигналы, характеризующиеся частотой

той, амплитудой и пространственным распределением. ЭЭГ сигнал имеет сложную структуру, образованную электрическими импульсами различной амплитуды и регулярности, поступающими от разных отделов головного мозга. Традиционно частотный спектр ЭЭГ делится на несколько участков – ритмов: альфа-ритм с частотой от 8 до 13 гц., тета-ритм – от 4 до 8 гц., дельта-ритм – от 0,5 до 4 гц., бета-ритм – от 14 до 40 гц [3].

В работе предлагается метод обработки ЭЭГ с целью получения оценок частот ее основных ритмов и обнаружения их изменений в реальном времени.

Авторы выражают глубокую признательность профессору Г.А. Щекутьеву и его сотрудникам за предоставленные записи ЭЭГ, выполненные в лаборатории клинической нейрофизиологии НИИ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко РАМН, надежность которых не вызывает сомнений, благодаря чему данная работа выполнена в соответствии с современными требованиями.

2. ВЫБОР МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЧАСТОТ РИТМОВ ЭЭГ

Для краткости изложения материала рассмотрим определение частот трех основных ритмов. В данной работе это эквивалентно предположению, что сигнал ЭЭГ представляет собой сумму сигналов трех основных ритмов плюс помеху. К помехе будем относить суммарный сигнал неучтенных ритмов ЭЭГ и ошибок измерений. Изменение количества рассматриваемых ритмов не приводит к принципиальным изменениям алгоритмов для излагаемого метода.

Будем считать, что эволюция i -того рассматриваемого ритма на достаточно коротком временном промежутке удовлетворяет дифференциальному уравнению

$$(1) \quad \frac{d^2 y_i(t)}{dt^2} + 2b_i \frac{dy_i(t)}{dt} + k_i^2 y_i(t) = 0, \quad i = 1, 2, 3,$$

с неизвестными ограниченными действительными начальными условиями $y_i(0)$ и $\frac{dy_i(0)}{dt}$, где b_i и k_i – действительные постоянные. Кроме того, $k_i > 0$, $b_i > 0$, и $k_i^2 > b_i^2$, $i = 1, 2, 3$.

Рассмотрим соответствующие уравнениям (1) однородные системы дифференциальных уравнений [7, 8]

$$(2) \quad \begin{pmatrix} \dot{y}_i(t) \\ \dot{x}_i(t) \end{pmatrix} = A_i \begin{pmatrix} y_i(t) \\ x_i(t) \end{pmatrix}, \quad i = 1, 2, 3,$$

где

$$A_i = \begin{pmatrix} 0; 1 \\ -k_i^2; -2b_i \end{pmatrix}, \quad i = 1, 2, 3.$$

Можно проверить, что фундаментальные матрицы этих систем имеют вид

$$(3) \quad e^{A_i t} = e^{-b_i t} \begin{pmatrix} \frac{b_i}{\omega_i} \sin \omega_i t + \cos \omega_i t; \frac{1}{\omega_i} \sin \omega_i t \\ -\frac{k_i^2}{\omega_i} \sin \omega_i t; -\frac{b_i}{\omega_i} \sin \omega_i t + \cos \omega_i t \end{pmatrix},$$

$$\omega_i = \sqrt{k_i^2 - b_i^2}, \quad i = 1, 2, 3.$$

С учетом того, что измерения сигнала ЭЭГ производятся в дискретные моменты времени, ось времени $-\infty < t < +\infty$, на которой рассматриваются решения уравнений (1), разбиваем моментами квантования $\dots < t_{-n} < \dots < t_{-1} < t_0 < t_1 < \dots < t_n$, $t_0 = 0$, на полуинтервалы $(t_l, t_{l+1}]$ равной продолжительности $h = t_{l+1} - t_l$, $l \in Z$, Z – множество целых чисел.

Из систем (2), используя фундаментальные матрицы (3), получим следующие разностные дискретные системы [9]

$$(4) \quad \begin{aligned} y_i(l+1) - a_{i,1}y_i(l) - a_{i,2}x_i(l) &= 0, \\ x_i(l+1) - a_{i,3}y_i(l) - a_{i,4}x_i(l) &= 0, \\ y_i(l+2) - a_{i,1}y_i(l+1) - a_{i,2}x_i(l+1) &= 0, \end{aligned}$$

где $l \in Z$, $i = 1, 2, 3$,

$$a_{i,1} = e^{-b_i h} \left(\frac{b_i}{\omega_i} \sin \omega_i h + \cos \omega_i h \right),$$

$$a_{i,2} = e^{-b_i h} \frac{1}{\omega_i} \sin \omega_i h,$$

$$a_{i,3} = e^{-b_i h} \left(-\frac{k_i^2}{\omega_i} \sin \omega_i h \right),$$

$$a_{i,4} = e^{-b_i h} \left(-\frac{b_i}{\omega_i} \sin \omega_i h + \cos \omega_i h \right).$$

(В (4) и далее для краткости записи вместо аргумента t_l пишем l .)

Из систем (4) следуют уравнения относительно переменных $y_i(\cdot)$, $i = 1, 2, 3$.

$$y_i(l+2) = (a_{i,1} + a_{i,4})y_i(l+1) + (a_{i,2}a_{i,3} - a_{i,1}a_{i,4})y_i(l), \quad l \in Z, \quad i = 1, 2, 3.$$

Введем обозначения

$$\beta_{i,1} = a_{i,1} + a_{i,4} = 2e^{-b_i h} \cos \omega_i h,$$

$$(5) \quad \beta_{i,2} = a_{i,2}a_{i,3} - a_{i,1}a_{i,4} = -e^{-2b_i h}, \quad i = 1, 2, 3.$$

С учетом сделанного предположения, что измерению доступен суммарный сигнал от трех ритмов головного мозга, запишем следующую разностную систему уравнений, используя новые обозначения

$$(6) \quad \begin{aligned} y_1(l) + y_2(l) + y_3(l) &= z(l), \\ y_1(l+1) + y_2(l+1) + y_3(l+1) &= z(l+1), \\ y_1(l+2) + y_2(l+2) + y_3(l+2) &= z(l+2), \\ y_1(l+3) + y_2(l+3) + y_3(l+3) &= z(l+3), \\ y_1(l+4) + y_2(l+4) + y_3(l+4) &= z(l+4), \\ y_1(l+5) + y_2(l+5) + y_3(l+5) &= z(l+5), \\ z(l+6) - y_1(l+6) - y_2(l+6) - y_3(l+6) &= 0, \end{aligned}$$

$$(6) \quad \begin{aligned} y_1(l+2) - \beta_{1,1}y_1(l+1) - \beta_{1,2}y_1(l) &= 0, \\ y_2(l+2) - \beta_{2,1}y_2(l+1) - \beta_{2,2}y_2(l) &= 0, \\ y_3(l+2) - \beta_{3,1}y_3(l+1) - \beta_{3,2}y_3(l) &= 0, \\ y_1(l+3) - \beta_{1,1}y_1(l+2) - \beta_{1,2}y_1(l+1) &= 0, \\ y_2(l+3) - \beta_{2,1}y_2(l+2) - \beta_{2,2}y_2(l+1) &= 0, \\ y_3(l+3) - \beta_{3,1}y_3(l+2) - \beta_{3,2}y_3(l+1) &= 0, \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
y_1(l+4) - \beta_{1,1}y_1(l+3) - \beta_{1,2}y_1(l+2) &= 0, \\
y_2(l+4) - \beta_{2,1}y_2(l+3) - \beta_{2,2}y_2(l+2) &= 0, \\
y_3(l+4) - \beta_{3,1}y_3(l+3) - \beta_{3,2}y_3(l+2) &= 0, \\
y_1(l+5) - \beta_{1,1}y_1(l+4) - \beta_{1,2}y_1(l+3) &= 0, \\
y_2(l+5) - \beta_{2,1}y_2(l+4) - \beta_{2,2}y_2(l+3) &= 0, \\
y_3(l+5) - \beta_{3,1}y_3(l+4) - \beta_{3,2}y_3(l+3) &= 0, \\
y_1(l+6) - \beta_{1,1}y_1(l+5) - \beta_{1,2}y_1(l+4) &= 0, \\
y_2(l+6) - \beta_{2,1}y_2(l+5) - \beta_{2,2}y_2(l+4) &= 0, \\
y_3(l+6) - \beta_{3,1}y_3(l+5) - \beta_{3,2}y_3(l+4) &= 0, \quad l \in Z.
\end{aligned}$$

Решая систему (6), находим $z(l+6)$ как линейную функцию от переменных $z(l+5), z(l+4), z(l+3), z(l+2), z(l+1), z(l)$:

$$\begin{aligned}
z(l+6) &= (\beta_{1,1} + \beta_{2,1} + \beta_{3,1})z(l+5) + \\
&+ (\beta_{1,2} + \beta_{2,2} + \beta_{3,2} - \beta_{1,1}\beta_{2,1} - \beta_{1,1}\beta_{3,1} - \beta_{2,1}\beta_{3,1})z(l+4) + \\
&+ (-\beta_{1,1}\beta_{2,2} - \beta_{1,1}\beta_{3,2} - \beta_{2,1}\beta_{1,2} - \beta_{2,1}\beta_{3,2} - \beta_{3,1}\beta_{1,2} - \beta_{3,1}\beta_{2,2} + \beta_{1,1}\beta_{2,1}\beta_{3,1})z(l+3) + \\
&+ (-\beta_{1,2}\beta_{2,2} - \beta_{1,2}\beta_{3,2} - \beta_{2,2}\beta_{3,2} + \beta_{1,1}\beta_{2,1}\beta_{3,2} + \beta_{1,1}\beta_{2,2}\beta_{3,1} + \beta_{1,2}\beta_{2,1}\beta_{3,1})z(l+2) + \\
(7) \quad &+ (\beta_{1,1}\beta_{2,2}\beta_{3,2} + \beta_{2,1}\beta_{1,2}\beta_{3,2} + \beta_{3,1}\beta_{1,2}\beta_{2,2})z(l+1) + \beta_{1,2}\beta_{2,2}\beta_{3,2}z(l), \\
& \quad \quad \quad l \in Z.
\end{aligned}$$

В случае, когда требуется оценить только две частоты основных ритмов головного мозга, уравнение (7) преобразуется, при $\beta_{3,1} = \beta_{3,2} = 0$, в следующее:

$$\begin{aligned}
z(l+4) &= (\beta_{1,1} + \beta_{2,1})z(l+3) + (\beta_{1,2} + \beta_{2,2} - \beta_{1,1}\beta_{2,1})z(l+2) + \\
&+ (-\beta_{1,1}\beta_{2,2} - \beta_{1,2}\beta_{2,1})z(l+1) - \beta_{1,2}\beta_{2,2}z(l), \quad l \in Z.
\end{aligned}$$

Рассмотрим частный случай уравнения (7), когда выходной сигнал является суммой трех незатухающих гармоник, что соответствует $b_i = 0, i = 1, 2, 3$, в системе уравнений (1), или $\beta_{1,2} = \beta_{2,2} = \beta_{3,2} = -1$. В этом случае уравнение (7) запишем в виде

$$\begin{aligned}
z(7k) + z(7k-6) &= (\beta_{1,1} + \beta_{2,1} + \beta_{3,1})(z(7k-1) + z(7k-5)) + \\
&+ (3 - \beta_{1,1}\beta_{2,1} - \beta_{1,1}\beta_{3,1} - \beta_{2,1}\beta_{3,1})(z(7k-2) + z(7k-4)) + \\
(8) \quad &(2(\beta_{1,1} + \beta_{2,1} + \beta_{3,1}) + \beta_{1,1}\beta_{2,1}\beta_{3,1})z(7k-3), \quad k \in Z.
\end{aligned}$$

Уравнение (8) отражает связь “полезного сигнала”, представляющего сумму трех колебаний основных ритмов головного мозга, в различные дискретные моменты времени. Заметим, что величина “полезного сигнала” не измеряется опытным путем.

Измеренные значения ЭЭГ представляют сумму

$$(9) \quad \xi(l) = z(l) + \varepsilon(l), \quad l \in Z,$$

“полезного сигнала” $z(l)$ и помехи $\varepsilon(l)$. Значения помехи в дальнейшем будем считать независимыми при различных l случайными величинами с нулевыми средними. Тогда из уравнений (8) и (9) получаем

$$\begin{aligned} \xi(7k) + \xi(7k - 6) &= \theta_1(\xi(7k - 1) + \xi(7k - 5)) + \theta_2(\xi(7k - 2) + \xi(7k - 4)) + \\ (10) \quad &+ \theta_3\xi(7k - 3) + \varepsilon(7k) - \theta_1\varepsilon(7k - 1) - \theta_2\varepsilon(7k - 2) - \theta_3\varepsilon(7k - 3) - \\ &- \theta_2\varepsilon(7k - 4) - \theta_1\varepsilon(7k - 5) + \varepsilon(7k - 6), \quad k \in Z. \end{aligned}$$

Здесь введены новые обозначения:

$$\begin{aligned} \theta_1 &= \beta_{1,1} + \beta_{2,1} + \beta_{3,1}, \\ (11) \quad \theta_2 &= -3 - \beta_{1,1}\beta_{2,1} - \beta_{1,1}\beta_{3,1} - \beta_{2,1}\beta_{3,1}, \\ \theta_3 &= 2(\beta_{1,1} + \beta_{2,1} + \beta_{3,1}) + \beta_{1,1}\beta_{2,1}\beta_{3,1}. \end{aligned}$$

Формально соотношения (10) можно переписать в виде

$$(12) \quad \zeta(j) = \Theta^T \phi(j) + \nu(j), \quad j \in Z$$

если ввести вектор $\Theta = (\theta_1, \theta_2, \theta_3)^T$ и обозначить

$$\begin{aligned} \zeta(j) &= \xi(7k) + \xi(7k - 6), \\ \phi(j) &= (\xi(7k - 1) + \xi(7k - 5), \xi(7k - 2) + \xi(7k - 4), \xi(7k - 3))^T, \\ (13) \quad \nu(j) &= \varepsilon(7k) - \theta_1\varepsilon(7k - 1) - \theta_2\varepsilon(7k - 2) - \theta_3\varepsilon(7k - 3) - \\ &- \theta_2\varepsilon(7k - 4) - \theta_1\varepsilon(7k - 5) + \varepsilon(7k - 6), \quad k \in Z. \end{aligned}$$

Вектор $\phi(j)$ состоит из измеряемых величин, а $\nu(j)$ представляет собой эквивалентную помеху. Заметим, что каждое измерение ЭЭГ входит в уравнение (12) не более одного раза, помехи $\nu(j)$ являются независимыми при различных j случайными величинами с $M[\nu(j)] = 0$, $j = 1, 2, \dots$, и $D[\nu(j)] = (2 + 2\theta_1^2 + 2\theta_2^2 + \theta_3^2)\sigma^2$, $j = 1, 2, \dots$, где $\sigma^2 = M[\varepsilon^2(j)]$, $j = 1, 2, \dots$, — дисперсия ошибки одного измерения.

3. АЛГОРИТМ ОЦЕНИВАНИЯ ЧАСТОТ ОСНОВНЫХ РИТМОВ ЭЭГ

Для получения оценок координат вектора $\Theta = (\theta_1, \theta_2, \theta_3)^T$ воспользуемся методом наименьших квадратов (МНК). В рассматриваемом случае МНК состоит в минимизации функции

$$(14) \quad F(\Theta) = \sum_{j=1}^n (\zeta(j) - \Theta^T \phi(j))^2$$

по компонентам вектора Θ . В качестве оценок вектора Θ выбираем $\tilde{\Theta}(\tilde{\theta}_1, \tilde{\theta}_2, \tilde{\theta}_3)^T$, которые минимизируют функцию (14).

Известно, что последовательность оценок $\tilde{\Theta}(t)$ может быть записана рекуррентно [10-12]

$$(15) \quad \tilde{\Theta}(t) = \tilde{\Theta}(t-1) + \frac{1}{t} K(t) \varepsilon(t, \tilde{\Theta}(t-1)),$$

$$(16) \quad K(t) = \frac{R(t)^{-1} \phi(t)}{1 + \frac{1}{t} (\phi(t)^T R(t)^{-1} \phi(t) - 1)},$$

$$(17) \quad R(t) = R(t-1) + \frac{1}{t} [\phi(t) \phi(t)^T - R(t-1)],$$

$$(18) \quad \varepsilon(t, \tilde{\Theta}(t-1)) = \zeta(t) - \tilde{\Theta}(t-1)^T \phi(t).$$

Заменяем множители $1/t$ в (15) и (16) следующей последовательностью $\mu(t)$

$$(19) \quad \mu(t) = \begin{cases} 1/t, & t < t_0 \\ 1/t_0, & t \geq t_0 \end{cases},$$

что приводит к экспоненциальному забыванию старых данных в критерии (14) с показателем $1 - 1/t_0$. Такая константа $\mu = 1/t_0$ обычно используется, когда отслеживаются медленно меняющиеся параметры системы. Уравнение (17) часто записывают в терминах $S(t) = R(t)^{-1}$

$$(20) \quad S(t) = \frac{1}{1 - \mu(t)} \{ S(t-1) - S(t-1) \phi(t) \phi(t)^T S(t-1) / [(1 - \mu(t))/\mu(t) + \phi(t)^T S(t-1) \phi(t)] \}.$$

Из оценок вектора Θ сначала находятся оценки коэффициентов, введенных равенствами (5). Для этого решается система уравнений

$$(21) \quad \begin{aligned} \tilde{\beta}_{1,1} + \tilde{\beta}_{2,1} + \tilde{\beta}_{3,1} &= \tilde{\theta}_1, \\ -3 - \tilde{\beta}_{1,1} \tilde{\beta}_{2,1} - \tilde{\beta}_{1,1} \tilde{\beta}_{3,1} - \tilde{\beta}_{2,1} \tilde{\beta}_{3,1} &= \tilde{\theta}_2, \\ 2(\tilde{\beta}_{1,1} + \tilde{\beta}_{2,1} + \tilde{\beta}_{3,1}) + \tilde{\beta}_{1,1} \tilde{\beta}_{2,1} \tilde{\beta}_{3,1} &= \tilde{\theta}_3. \end{aligned}$$

Решения системы (21) могут быть найдены из решений следующего кубического уравнения

$$(22) \quad x^3 - \tilde{\theta}_1 x^2 - (\tilde{\theta}_2 + 3)x - \tilde{\theta}_3 + 2\tilde{\theta}_1 = 0.$$

В общем случае уравнение (22) имеет три (действительных и комплексных) решения. Для решения поставленной задачи необходимо, чтобы уравнение (22) имело три действительных решения. При малых ошибках в оценках параметров $\theta_i, i = 1, 2, 3$, как показывает моделирование, уравнение (22) имеет три действительных решения.

Оценки круговых частот колебаний вычисляются по формулам

$$(23) \quad \tilde{\omega}_i = \frac{1}{h} \arccos\left(\frac{\tilde{\beta}_{i,1}}{2}\right), \quad i = 1, 2, 3.$$

Далее вычисляются оценки частот колебаний

$$\tilde{f}_i = \frac{\tilde{\omega}_i}{2\pi}, \quad i = 1, 2, 3.$$

4. АЛГОРИТМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ БОЛЕЗНИ ПАРКИНСОНА

Полученные в предыдущем разделе оценки могут быть использованы для компьютерной диагностики возможных заболеваний у пациентов, в частности для выявления болезни Паркинсона. Для этого необходимо априорно иметь различающиеся характеристики ЭЭГ больного и находящегося в норме пациентов. Две из таких характеристик были получены из выборки для пяти больных, страдающих болезнью Паркинсона, и пяти здоровых пациентов, полученной из лаборатории клинической нейрофизиологии НИИ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко РАМН, так называемой обучающей выборки, когда диагноз уже установлен.

При обработке потенциалов О2-А2, соответствующих Международной схеме отведений "10 - 20%" [3], с помощью описанного алгоритма (15)–(20) для каждого из 10 пациентов получены по 50 пар последовательно отличающихся на 0,21 с оценки $\tilde{\theta}_1, \tilde{\theta}_3$.

На плоскости $\tilde{\theta}_1, \tilde{\theta}_3$, рис. 1, обозначенные точками оценки соответствуют здоровым пациентам, а обозначенные крестиками – пациентам с болезнью Паркинсона. Прямая линия AB определяет границу областей для принятия решений.

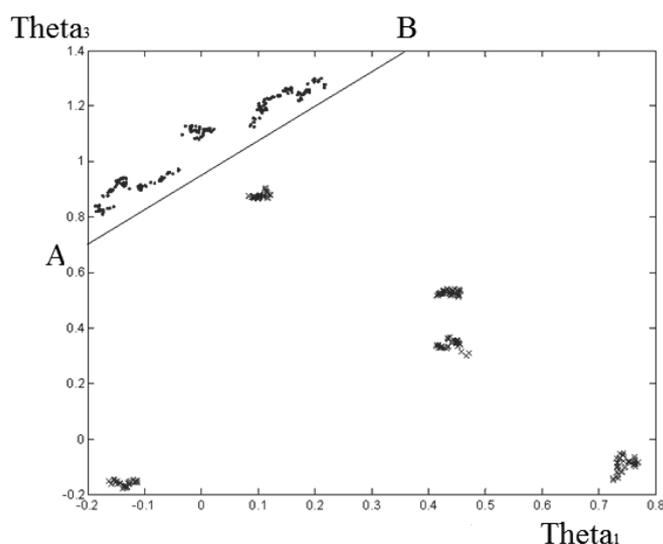


Рис. 1. Критерий 1.

Выше прямой AB находится область принятия гипотезы H_0 : пациент здоров. Прямая AB и область ниже ее принадлежат множеству отклонения гипотезы H_0 : у пациента болезнь Паркинсона.

Сформулируем правило:

Если при обработке потенциалов О2 - А2 сигналов ЭЭГ исследуемого пациента все точки, соответствующие пятидесяти парам оценок $\tilde{\theta}_1, \tilde{\theta}_3$, расположатся выше прямой AB , то пациента следует отнести к группе здоровых. Если же среди 50 точек хотя бы одна находится на прямой AB или ниже ее, то пациента следует отнести к группе потенциально больных, нуждающихся в дополнительных методах клинической проверки.

При увеличении обучающей выборки можно легко оценить вероятности ошибок 1-го рода, когда с помощью описанного правила здорового пациента ошибочно относят к группе больных, и вероятности ошибок 2-го рода, когда больного пациента относят к группе здоровых.

Аналогично описанному правилу можно сформулировать и второе. Из (21) следует, что $\tilde{\theta}_3 = 2\tilde{\theta}_1 + \tilde{\beta}_{11} \times \tilde{\beta}_{21} \times \tilde{\beta}_{31}$, и в качестве границы областей принятия решения вместо прямой

линии AB на рис. 1 может быть выбрано число C , такое, что если $\tilde{\theta}_3 - 2\tilde{\theta}_1 > C$, и это условие выполняется для всех пятидесяти пар оценок, то пациента следует отнести к здоровым, иначе – к страдающим болезнью Паркинсона.

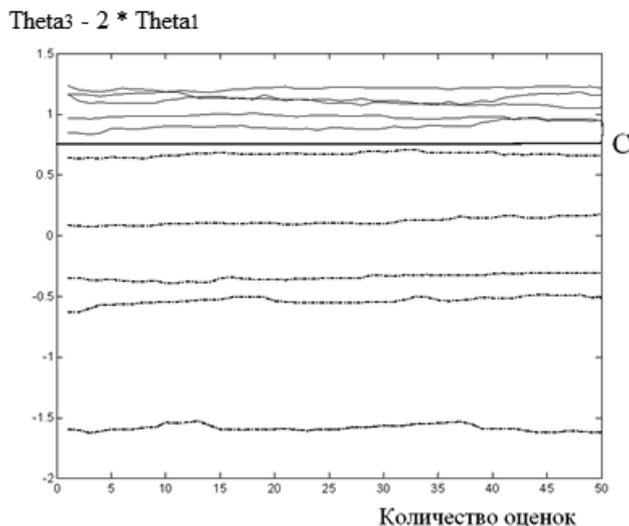


Рис. 2. Критерий 2.

Выше горизонтальной прямой C находится область принятия гипотезы H_0 : пациент здоров. На прямой C и ниже ее находится множество отклонения гипотезы H_0 : у пациента болезнь Паркинсона.

Значения $\tilde{\theta}_3 - 2\tilde{\theta}_1$ для обучающей выборки приведены на рис. 2, где сплошные линии соответствуют здоровым пациентам, а штрих-пунктирные – больным.

5. ВЫВОДЫ

Разработаны математическая модель и алгоритм для статистического оценивания частот трех основных ритмов ЭЭГ человека. Метод применим к меньшему и большему количеству рассматриваемых ритмов, это не приводит к принципиальным изменениям полученных алгоритмов.

На основе полученного алгоритма написана программа компьютерной обработки ЭЭГ.

На основе статистической обработки ЭЭГ выборки, состоящей из 10 человек: 5 – с болезнью Паркинсона и 5 – имеющих нормальную ЦНС, сформулированы два критерия. Эти критерии позволяют при обработке сигнала $O_2 - A_2$ ЭЭГ пациента определить, находится ли ЦНС пациента в норме или пациент страдает болезнью Паркинсона.

С получением дополнительной информации по выборке возможно определять вероятности ошибок первого и второго рода принятия статистических гипотез.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Беритов И.С. *Структура и функции коры большого мозга*. М.: Наука. 1969.
2. Осовец С.М., Гинзбург Д.А., Гурфинкель В.С. и др. Электрическая активность мозга: механизмы и интерпретация. *Успехи физических наук*, 1983, т. 141., вып. 1., стр. 103–150.

3. Щекутьев Г.А. Методика электроэнцефалографии. В кн.: *Нейрофизиологические исследования в клинике*. М.: Антидор, 2001, стр. 16–24.
4. Болдырева Г.Н. Стабильность спектрально-когерентных характеристик ЭЭГ человека. *Успехи физиологических наук*, 1994, т. 25, № 1, стр. 68–104.
5. Воронов В.Г. Выявление статистически значимых особенностей в частотных спектрах электроэнцефалограмм. *Труды VIII Международной конференции “Новые информационные технологии в медицине и технологии”*. Украина, Гурзуф, 2000, стр. 244–245.
6. *Электрофизиологическое исследование стационарной активности в головном мозге*. М.: Наука, 1983.
7. Понтрягин Л.С. *Обыкновенные дифференциальные уравнения, 3 изд.* М.: Наука, 1970.
8. Арнольд В.И. *Обыкновенные дифференциальные уравнения, 3 изд.* М.: Наука, 1984.
9. Гельфонд А.О. *Исчисление конечных разностей, 3 изд.* М.: Наука, 1967.
10. Линник Ю.В. *Метод наименьших квадратов и основы математико-статистической теории обработки наблюдений, 2 изд.* – М.: Наука, 1962.
11. Альберт А. *Регрессия, псевдоинверсия и рекуррентное оценивание*. М.: Наука, 1977.
12. *Планирование эксперимента в исследовании технологических процессов*. Под ред. Лецкого Э.К. М.: Мир, 1977.