

ՇՆՆԵՐԻ ՀԵՏԻՆ ՎԵՐՋՈՒՅԹՆԵՐԻ ՄԿԱՆՆԵՐԻ ԶԼԵՐԻ ԶՈՒՍՊԱԹԱՂԱՆՔՆԵՐԻ
ՄԻԿՐՈԱՆԳԻՈԱՐԽԻՏԵԿՏՈՆԻԿԱՆ

Ուսումնասիրված են շնների հետին վերջույթների մկանների շերտի ձուս-պաթաղանթների անոթավորման աղբյուրները և անոթների տեղաբաշխումը թաղանթի պատի մեջ:

Ուսումնասիրությունից պարզվել է, որ անոթային ցանցը անհավասարաչափ է տեղաբաշխված, երակային օղակը զարկերակայինի համեմատությամբ գերակշռում է, ավշային անոթներ մեծ բանակությամբ նկատվում են այն հատվածներում, որտեղ կա երակային արյան հոսքի դժվարացում:

L. A. MANOUKIAN

MICROANGIOARCHITECTURE OF THE DOG HIND EXTREMITY
MUSCLES' TENDINES

The angioarchitecture of the vagina synovialis of tendines of the dog crus muscles has been studied. The sources of the blood supply and the peculiarities of distribution of vessels in the wall of the vagina synovialis are established.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Горбач И. А. Дисс. канд. Киев, 1948.
2. Казанцев А. И. Труды Новосибирского ин-та усовершенствования врачей. Новосибирск, 1945, стр. 85.
3. Казанцев А. И. Юбилейный сборник, посвященный В. М. Мышу. Новосибирск, 1947, стр. 353.
4. Куприянов В. В. В кн.: Морфологические основы микроциркуляции. М., 1965, стр. 20.
5. Михайлов Г. А. Хирургия, 1954, 4, стр. 77.
6. Окулова А. Л. В сб.: Проблема проницаемости. М., 1939, стр. 152.
7. Eichbaum. Zur Anatomie und Histologie der Schleimbeutel und Schleimscheiden des Rferdes. цит. по Schmidtchen.
8. Gomori G. Arch. Rath., 32, 1911, 189.
9. Schmidtchen P. Ztschr. prakt. Tierheilkun. M., 1907, 18, 50.
0. Walter. J. Inauguraldissertation, 1908 (Inaugural).

УДК 612.822.3.3—073.97

Г. В. ЯЛОЯН

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ ПРИ
СПЕКТРАЛЬНОМ АНАЛИЗЕ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ

В статье предлагается метод минимизации погрешностей, возникающих при спектральном анализе ЭЭГ. Полученные результаты позволяют качественно повысить корректность и эффективность применения спектрального метода в электроэнцефалографии.

Одной из наиболее важных оценок состояния как головного мозга, так и всей центральной нервной системы в настоящее время считаются данные, полученные с помощью анализа электроэнцефалограмм (ЭЭГ)

[3, 5]. Однако многочисленные исследования статистической структуры электрической активности мозга свидетельствуют о высокой вариабельности ее характеристик и классифицируют ЭЭГ как нестационарный случайный процесс [4], что ограничивает возможность корректного применения столь эффективного метода анализа, как спектральный, ввиду возникновения значительной погрешности при оценке спектра. Естественно, применение спектрального анализа окажется тем эффективнее, чем меньше будет возникающая при этом погрешность. Попытаемся определить оптимальные параметры (длительность исследуемой реализации процесса T и полосу пропускания фильтра анализатора Ω) при спектральном анализе ЭЭГ, принимая за критерий оптимальности минимум возникающей при анализе погрешности.

В радиоэлектронике [2] с этой целью применяется следующая модель выборочного спектра отдельной реализации нестационарного случайного процесса $g(\omega, t)$

$$g(\omega, t) = B(\omega, t) \alpha^2(\omega) \varepsilon^2(t) = B(\omega, t) [\overline{\alpha^2(\omega)} + \sigma_0^2(\omega)] [\overline{\varepsilon^2(t)} + \varepsilon_0^2(t)], \quad (1)$$

где $B(\omega, t)$ — регулярная медленно изменяющаяся функция времени t и частоты ω ; $\alpha(\omega)$, $\overline{\alpha^2(\omega)}$ — стационарная случайная функция частоты и ее средний квадрат соответственно; $\alpha_0^2(\omega)$ — центрированная стационарная функция частоты; $\varepsilon(t)$, $\overline{\varepsilon^2(t)}$ — стационарный случайный процесс и его квадрат; $\varepsilon_0^2(t)$ — центрированный стационарный процесс.

Энергетический спектр нестационарного случайного процесса получаем из выражения (1) осреднением $g(\omega, t)$ по ансамблю

$$S(\omega, t) = \overline{g(\omega, t)} = B(\omega, t) \overline{\alpha^2(\omega)} \overline{\varepsilon^2(t)}, \quad (2)$$

так как $\alpha(\omega)$ и $\varepsilon(t)$ независимы.

Подобная модель выборочного спектра достаточно полно отражает физическую природу нестационарных процессов и, по-видимому, в какой-то мере адекватна и исследуемому нами процессу, что делает целесообразным ее применение при спектральном анализе ЭЭГ.

При определении характеристик процесса возникает статистическая случайная погрешность $\delta_{сл}$, связанная с конечным временем осреднения T . Вторая составляющая суммарной погрешности (δ_2) появляется при определении спектральной плотности процесса как результат смещения оценки, вызванный неравномерным изменением спектра по частоте в пределах полосы пропускания Ω . И, наконец, третья составляющая является результатом изменения изменяемых характеристик во времени на интервале осреднения T (δ_T). Таким образом, суммарная среднеквадратичная погрешность оценки характеристик ЭЭГ содержит в общем случае три независимые составляющие

$$\delta_{\Sigma} = \sqrt{\delta_{сл}^2 + \delta_2^2 + \delta_T^2}. \quad (3)$$

Существование минимума δ_{Σ} обусловлено различной реакцией составляющих погрешностей на варьирование параметров T и Ω . К примеру, если увеличение T ведет к возрастанию δ_T , то оно же способствует и

уменьшению статистической погрешности $\delta_{ст} = \delta_{сл} + \delta_{\Omega} = \sqrt{2\pi/\Omega T}$ [1].

Погрешность измерения $\hat{S}(\omega, t)$ в окрестностях точки (ω_0, t_0) определяется осреднением $g(\omega, t)$ в интервале времени $(t_0 T/2) \leq t \leq (t_0 + T/2)$ и полосе частот $(\omega_0 - \Omega/2) \leq \omega \leq (\omega_0 + \Omega/2)$. Оценка спектра $\hat{S}(\omega_0, t_0)$ отличается от $S(\omega_0, t_0)$ — истинного значения спектра в точке (ω_0, t_0) , определяемого осреднением по ансамблю в соответствии с выражением (2). При этом абсолютная погрешность $\Delta S(\omega_0, t_0) = \hat{S}(\omega_0, t_0) - S(\omega_0, t_0)$, а относительная погрешность $\delta_{\Sigma} = \Delta S(\omega_0, t_0)/S(\omega_0, t_0)$. Путем соответствующих выкладок [2] получаем

$$\delta_{\Sigma}^2 = \delta_{\Omega}^2 + \delta_T^2 + \delta_{сл}^2 = a^2 \Omega^4 + b^2 T^4 + c^2 / \Omega T,$$

где $a = B''_{\omega}(\omega_0, t_0)/B(\omega_0, t_0)$; $b = B''_t(\omega_0, t_0)/B(\omega_0, t_0)$; $c^2 = (k_{\omega}^2 + k_t^2) \cdot 2\pi$; $B_{\omega}^{(k)}(\omega_0, t_0)$, $B_t^{(k)}(\omega_0, t_0)$ — частные производные k -го порядка по ω и t ; k_{ω} , k_t — отношение корня из дисперсии $\sigma_{\omega}^2(\omega)$ и $\sigma_t^2(t)$ к своим средним интенсивностям $\overline{\alpha^2(\omega)}$ и $\overline{\varepsilon^2(t)}$ соответственно.

Решением соответствующей системы уравнений

$$\frac{\partial \delta_{\Sigma}^2}{\partial \Omega} = 4a^2 \Omega^3 - c^2 / T \Omega^2 = 0,$$

$$\frac{\partial \delta_{\Sigma}^2}{\partial T} = 4b^2 T^3 - c^2 / \Omega T^2 = 0$$

определяем оптимальные параметры T и Ω , соответствующие минимальной суммарной погрешности

$$T_{\text{опт}} = \sqrt[12]{ac^2/16b^5}; \quad \Omega_{\text{опт}} = \sqrt[12]{bc^2/16a^5}. \quad (4)$$

Тогда

$$\delta_{\Sigma} \approx 2,4 \sqrt[3]{abc^4} \quad (5)$$

с учетом того, что составляющие минимальной δ_{Σ}

$$\delta_{\Omega \text{ опт}} = \sqrt[6]{abc^4/16}; \quad \delta_T \text{ опт} = \sqrt[6]{abc^4/16}; \quad \delta_{сл \text{ опт}} = 2\sqrt[6]{abc^4/16}.$$

Отношение составляющих минимальной суммарной погрешности

$$\frac{\delta_{сл \text{ опт}}}{\delta_{\Omega \text{ опт}}} = 2; \quad \frac{\delta_{сл \text{ опт}}}{\delta_T \text{ опт}} = 2; \quad \frac{\delta_{\Sigma \text{ мин}}}{\delta_{сл \text{ опт}}} \approx 1,2. \quad (6)$$

В случае, если функция $B(\omega, t)$ известна и необходимо определить только $\overline{\varepsilon^2(t)}$, оптимальные значения параметров T и Ω определяются формулами (4), а суммарная погрешность формулой (5). Как правило, при экспериментальных исследованиях реальных ЭЭГ функция $B(\omega, t)$ неизвестна, и соотношения (6) непосредственно неприменимы. Однако тот факт, что при оптимальном времени осреднения $T = T_{\text{опт}}$ относительный вклад составляющих в суммарную погрешность не зависит от вида функции $B(\omega, t)$ и определяется выражениями (6), позволяет методом последовательного приближения определить оптимальные параметры спектрального анализа ЭЭГ.

Анализируя многократно реализацию случайного процесса по участкам длительностью T при априорно фиксированной полосе пропускания $\Omega = \Omega_1$, сравним получаемые значения спектра для разных участков реализации в одной и смежных полосах частот Ω_1 . Их относительный разброс ΔI сопоставляется с принятой в качестве первого приближения суммарной среднеквадратичной погрешностью δ_{Σ} . Поэтому если

$$\Delta I = (2+3) \delta_{\Sigma}, \quad (7)$$

то анализ окончен и определенные T и Ω признаются оптимальными для уровня погрешности δ_{Σ} (в предположении распределения, близкого к нормальному, отдельные отклонения могут превышать среднеквадратичное в $2 \div 3$ раза). При необходимости имеется возможность повысить точность спектрального анализа, повторив поиск для $\delta_{\Sigma} < \delta_{\Sigma_1}$ и варьируя T и Ω до достижения (7). В случае, если варьирование параметров не дает позитивного результата, выбранная точность δ_{Σ_1} недостижима и следует перейти к $\delta_{\Sigma_{i+1}} > \delta_{\Sigma_1}$.

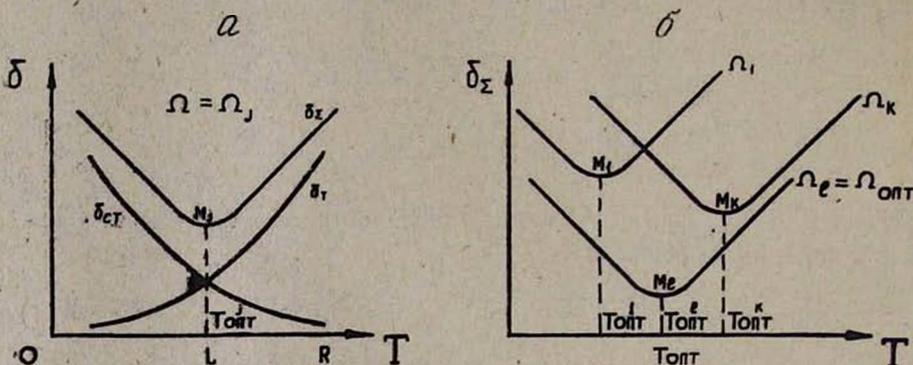


Рис.

Если при фиксированной $\Omega = \Omega_e$, $\Delta I < (2+3) \delta_{\Sigma}$, то это значит, что смещение оценки меньше, чем было бы при оптимальном интервале T , и основной вклад в суммарную погрешность вносит случайная составляющая. Тогда увеличением T понижаем δ_{Σ} и приводим ΔI к выполнению условия (7) (рис. 1а, участок OL). Если же $\Delta I > (2+3) \delta_{\Sigma}$, то суммарная погрешность определяется в основном ошибкой от нестационарности ($\delta_{\Sigma} \gg \delta_{\Sigma_{ST}}$). Тогда уменьшение T приведет ΔI в интервал $(2+3) \delta_{\Sigma}$ (рис. 1а, участок LR). Таким образом, для каждой фиксированной полосы пропускания фильтра Ω_i становится возможным подобрать значение $T_{\text{опт}}^i$ таким, при котором δ_{Σ} достигает своего частичного минимума M_i . Далее, варьируя значением Ω_i , $i=1, \dots, k$, определяется семейство кривых $\{\delta_{\Sigma}^i(T)\}$ с соответствующими минимумами $\{M_i\}$ в точках $\{T_{\text{опт}}^i\}$. Абсолютно минимальная погрешность соответствует наименьшему члену $M_e \in \{M_i\}$, по которому однозначно определяются $T_{\text{опт}}^e = T_{\text{опт}}$ и $\Omega_{\text{опт}} = \Omega_e$ (рис. 1б).

Таким образом, используя модель выборочного спектра отдельной реализации нестационарного случайного процесса (1), мы получи-

ли конструктивную методику определения оптимальных параметров спектрального анализа ЭЭГ в смысле минимума суммарной погрешности. Это позволяет достичь при спектральном анализе ЭЭГ максимально надежных и достоверных результатов.

Ереванский политехнический институт им. К. Маркса

Поступила 5/VI 1981 г.

Գ. Վ. ՅԱԼՈՅԱՆ

ԷԼԵԿՏՐՈՆԻԴԵԴԱԳՐԵՐԻ ՍՊԵԿՏՐԱԳՐԱՅԻՆ ՎԵՐԼՈՒԾՈՒԹՅԱՆ ԺԱՄԱՆԱԿ
ՕՊՏԻՄԱԼ ԶԱՓԱՆԻՇՆԵՐԻ ՈՐՈՇՈՒՄԸ

Հոդվածում բերվում է էլեկտրաուղեղագրերի սպեկտրային վերլուծության շահանքիչների որոշման մեթոդիկան (վերլուծիչի ֆիլտրի բաց թողնելու շերտը և ուսալիզացիայի տեղումնը), որը լավագույնն է դամարային նվազագույն սխալների իմաստով, և դարգանում է էլեկտրաուղեղագրի կորի ոչ ստացիոնարային բնույթի հետևանքով: Այդ նպատակով առաջարկվում է օգտագործել պատահական ոչ ստացիոնարային պրոցեսի առանձին ուսալիզացիայի ընտրողական սպեկտրի մոդելը, ենթադրելով նրա համապատասխանությունը էլեկտրաուղեղագրի ֆիզիոլոգիական բնույթին: Այդ ժամանակ ստացված էլեկտրաուղեղագրերի սպեկտրալ վերլուծության արդյունքները ունեն առավել հուսալիություն և էշտություն:

G. V. YALOYAN

ASSESSON OF THE OPTIMAL PARAMETERS IN SPECTRAL
ANALYSIS OF ELECTROENCEPHALOGRAMS

The technique of the assession of the parameters of the electroencephalogram spectral analysis (realization duration and the strip of the analyzer filter through-put). It is suggested to use the model of the selective spectrum of separate realization of the non-stationary accidental process, beeing supposed to be adequate to the physiologic origin of EEG. The results obtained are highly effective and reliable.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Бендат Дж., Пирсол А. Измерение и анализ случайных процессов. М., 1974.
2. Воллернер Н. Ф. Аппаратурный спектральный анализ сигналов. М., 1977.
3. Основы реаниматологии. Под ред. акад. Неговского В. А. М., 1977.
4. Труш В. Д., Кориневский А. В. ЭВМ в нейрофизиологических исследованиях. М., 1978.
5. Prior P. F. The EEG in acute cerebral anoxia. Amsterdam. 1973.

УДК 616.314.17—008.1—08

Т. А. КАРАГЕЗЯН, Э. И. ГАСПАРЯН, Г. А. ЧУХАДЖЯН

ЛЕЧЕБНО-ПРОФИЛАКТИЧЕСКАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ
ПРИМЕНЕНИЯ ПОЛИМЕРНОЙ ПЛЕНКИ ПРИ ПОРАЖЕНИИ
ПАРОДОНТА У РАБОЧИХ АЛЮМИНИЕВОГО ПРОИЗВОДСТВА

Представлены данные цитологического изучения мазков-отпечатков с десневого края у рабочих алюминиевого производства с поражением пародонта. Предложено