

КРАТКИЕ НАУЧНЫЕ СООБЩЕНИЯ

УДК 57:62—50

Д. С. МЕЛКОНЯН, А. А. ГАЗАРЯН, А. А. МЕЛКОНЯН, С. Г. АДАМЯН

АЛГОРИТМ РАСЧЕТА ТЕКУЩИХ СПЕКТРОВ БИОСИГНАЛОВ

В последнее время для машинного анализа данных биологического эксперимента получают широкое применение алгоритмы расчета частотных спектров биосигналов, основанные на методах численного расчета косинус- и синус-преобразований Фурье [1]. Эти алгоритмы используются, в частности, при анализе электроэнцефалограмм [2, 3], вызванных потенциалов мозга [4—6], электроретинограмм [7, 8], окулограмм [9], они дают ценный дополнительный материал для интерпретации анализируемых биологических процессов и моделирования систем, в которых они протекают. Однако специфика биологических сигналов, которые в ряде случаев должны быть отнесены к категории нестационарных процессов, вызывает определенные трудности при анализе связи показателей частотных спектров, в частности, значений резонансных частот, с характером изменения анализируемых процессов во времени.

В настоящей работе предлагается алгоритм расчета текущих спектров биосигналов, который позволяет исследовать динамику изменения частотного спектра сигнала в процессе его изменения во времени.

Алгоритм расчета. Пусть рассматриваемый сигнал описывается функцией времени $u(t)$. В момент времени t , взятый по отношению к началу процесса, совмещенному с началом отсчета времени $t=0$, частотный спектр сигнала, так называемый текущий спектр, определяется выражением [10]:

$$M_t(j\omega) = R_t(\omega) - jI_t(\omega) = \int_0^t u(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau, \quad (1)$$

где ω —угловая частота.

Поскольку процессы в биологических системах исследуются, как правило, экспериментальным путем, исследуемый сигнал может быть задан (измерен) на некотором конечном интервале времени $[0, T_M]$. Вычисление частотных спектров, согласно уравнению (1), для ряда последовательных значений t , меньших T_M , дает динамику изменения частотных спектров в процессе их стремления к установившимся значениям.

Рассматриваемый алгоритм расчета текущих спектров и обобщенных частотных характеристик построен следующим образом. Интервал времени от 0 до T_M разбивается на M отрезков $[T_{m-1} + T_m]$, где

$m=1, \dots, M$. Вычисление текущих спектров производится для дискретных значений времени T_m ($m=1, \dots, M$) на основании выражений

$$R_{T_m}(\omega) = \sum_{k=1}^m \int_{T_{k-1}}^{T_k} u(t) \cos \omega t dt, \quad I_{T_m} = \int_{T_{k-1}}^{T_k} u(t) \sin \omega t dt. \quad (2)$$

Приближенный расчет интегралов, входящих в эти уравнения, производится путем замены функции $u(t)$ кусочно-ломаной кривой, состоящей из отрезков прямых, сопрягающихся в равноотстоящих точках, взятых с шагом дискретизации

$$\Delta t = \frac{T_m - T_{m-1}}{s},$$

где s —число отсчетов на отрезке $[T_{m-1} \rightarrow T_m]$.

Такой метод аппроксимации был ранее применен одним из авторов для расчета частотных характеристик зрительной системы по кривым вызванных светом биоэлектрических реакций [8].

Формулы численного интегрирования для рассматриваемого случая имеют вид [11]:

$$\int_{T_{k-1}}^{T_k} u(t) \cos \omega t dt \approx u(T_{k-1}) \left(\alpha \cos \omega T_{k-1} - \frac{\beta}{\omega} \sin \omega T_{k-1} \right) + \quad (3a)$$

$$+ 2\alpha \sum_{i=1}^{s-1} u(T_{k-1} + i\Delta t) \cos \omega (T_{k-1} + i\Delta t) + u(T_k) \left(\frac{\beta}{\omega} \sin \omega T_k + \alpha \cos \omega T_k \right),$$

$$\int_{T_{k-1}}^{T_k} u(t) \sin \omega t dt \approx u(T_{k-1}) \left(\frac{\beta}{\omega} \cos \omega T_{k-1} + \alpha \sin \omega T_{k-1} \right) + \quad (3b)$$

$$+ 2\alpha \sum_{i=1}^{s-1} u(T_{k-1} + i\Delta t) \sin \omega (T_{k-1} + i\Delta t) + u(T_k) \left(\alpha \sin \omega T_k - \frac{\beta}{\omega} \cos \omega T_k \right),$$

где
$$\alpha = \frac{1 - \cos \omega \Delta t}{\omega^2 \Delta t}, \quad \beta = 1 - \frac{\sin \omega \Delta t}{\omega \Delta t}.$$

Разработанный алгоритм написан на языке программирования АП ЭЦВМ семейства «Найри». Расчеты по программе производились на ЭЦВМ «Найри-К».

В качестве исходной информации в ЭЦВМ вводятся следующие исходные данные: значение шага дискретизации Δt ; масштабный коэффициент для перевода измеренных значений сигнала в требуемую для расчетов систему единиц; число дискретных ординат на отрезке от 0 до T ; число ординат s , задаваемых на отрезках $T_{m-1} \rightarrow T_m$.

Значения частотных характеристик вычисляются для логарифмической шкалы частот, позволяющей охватывать частотные характеристики в значительных диапазонах их изменения. При этом задаются минимальное и, соответственно, максимальные значения частот, опреде-

ляющих задаваемый диапазон, и число точек на декаду, определяющих шаг дискретизации в логарифмической шкале, с которым рассчитываются значения частотных спектров.

Пример расчета. В качестве примера, согласно предложенному алгоритму, рассчитан текущий спектр электроретинограммы (ЭРГ), представленной на рис. 1. Эта кривая суммарной электрической реак-

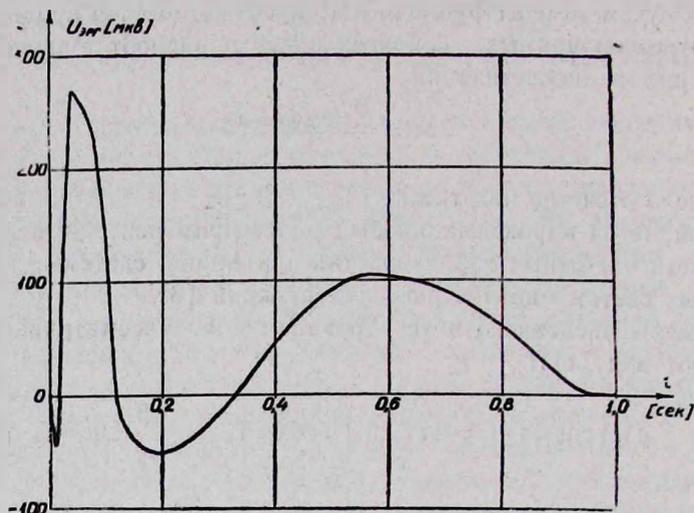


Рис. 1. Кривая исходного биосигнала—ЭРГ здорового глаза человека для условий темновой адаптации.

ции сетчатки человеческого глаза, вызванная вспышкой света (данные кафедры глазных болезней Ереванского государственного института усовершенствования врачей), получена согласно методике, описанной в работе [12].

Текущий спектр амплитуд, рассчитанный по 200 ординатам исходной кривой для моментов времени $T_k = kT$, где $k=1, 2, \dots, 10$, $T=0,1$ сек, представлен для диапазона частот 0,01—100 гц на рис. 2.

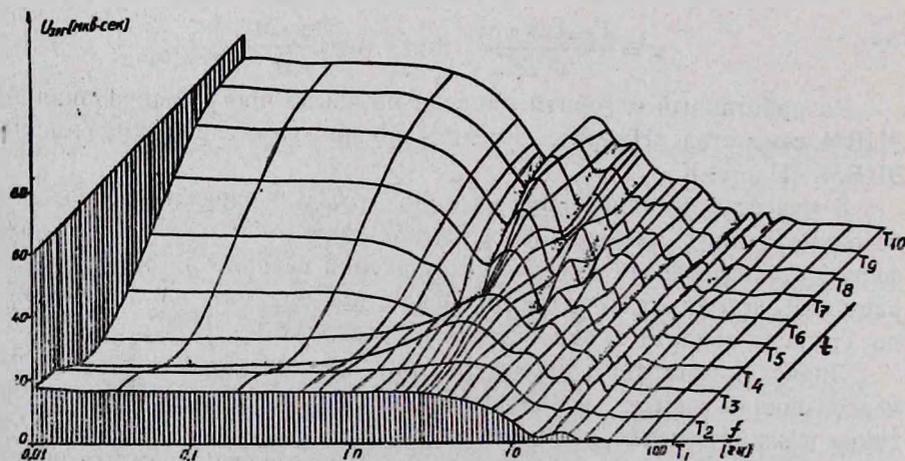


Рис. 2. Текущий спектр электроретинограммы.

Как видно, кривая амплитудного спектра, практически устанавливающаяся к моменту времени $T_{10}=1$ сек, имеет резонансные пики при нескольких частотах. Картина текущего спектра позволяет связывать изменения в форме частотного спектра с ходом временного изменения исходной кривой.

В этом отношении предлагаемый алгоритм дает ценную дополнительную информацию к данным частотного анализа, получаемым с помощью обычно используемых алгоритмов расчета частотных спектров биосигналов.

Институт физиологии им. Л. А. Орбели АН АрмССР

Поступило 24.V 1976 г.

Դ. Ս. ՄԵԼՔՈՆՅԱՆ, Ա. Ա. ՂԱԶԱՐՅԱՆ, Ա. Ա. ՄԵԼՔՈՆՅԱՆ, Ս. Գ. ԱԴԱՄՅԱՆ

ԿԵՆՍԱԲԱՆԱԿԱՆ ԱԶԴԱՆՇԱՆՆԵՐԻ ԸՆԹԱՑԻԿ ՍՊԵԿՏՐՆԵՐԻ
ՀԱՇՎԱՌՄԱՆ ԱԼԳՈՌԻԹՄԸ

Ա մ փ ո փ ո լ մ

Հոդվածում առաջարկվում է կենսաբանական ազդանշանների ընթացիկ սպեկտրների հաշվողական ալգորիթմ, որը հնարավորություն է տալիս հետազոտել ազդանշանի հաճախական սպեկտրի փոփոխման դինամիկան, ժամանակի մեջ նրա փոփոխության ընթացքում: Որպես օրինակ, հաշված է էլեկտրառեարտանգրամայի ընթացիկ սպեկտրը:

Ալգորիթմը գրված է «Նաիրի» ընտանիքի էՔՀՄ-ի ավտոմատիկ ծրագրավորման լեզվով: Հաշվառումը կատարվել է «Նաիրի—Կ» էՔՀՄ-ի վրա:

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Werner J., Jahns R. Intern. J. of Bio-Med. Computing, 5, 2, 87—105, 1974.
2. Потолицын Г. П. Сб. электронная аппаратура и методические вопросы нейрофизиологического эксперимента, 84—89, М., 1975.
3. Childers D. G. Journal of the Franklin Institute, 297—298, 103—125, 1974.
4. Bennett W. F. Nature, 239, 407—408, 1972.
5. Ertl J. P. Nature, 243, 209—210, 1973.
6. Weinberg H. Nature, 224, 813, 1969.
7. Alguvere P. and Westbeck S. Vision Research, 12, 195—214, 1972.
8. Melkonjan D. S. Advances in Electrophysiology and -pathology of visual system, 203—211, Leipzig, 1968.
9. Zuber B. L., Semmlow J. L. and Stark L. Biophysical Journal, 8, 1288—1298, 1968.
10. Харкевич А. А. Спектры и анализ, М., 1957.
11. Кривошапкин В. И., Шульгина Л. Т. Справочная книга по численному интегрированию. М., 1966.
12. Барсегян Л. Г., Бахшинова С. А., Мелконян Д. С. Журн. экспер. и клинич. медицины (АН АрмССР), 9, 2, 72—78, 1969.