

УДК 612.825

Д. С. МЕЛКОНЯН, А. А. ГАЗАРЯН, А. А. МЕЛКОНЯН, В. Г. ГРИГОРЯН
Т. В. ВАРТАНЯН

МЕТОДИКА ЦИФРОВОГО СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА УСРЕДНЕННЫХ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ МОЗГА

Предлагается методика цифрового спектрального анализа усредненных вызванных потенциалов (УВП) мозга человека, основными особенностями которой являются: построение формул спектрального анализа на основе метода кусочно-линейной аппроксимации кривых УВП, возможность получения текущих спектров, расчет и отображение частотных спектров в логарифмических шкалах частот. Приводятся примеры анализа УВП человека на основе разработанной методики.

Одним из основных современных средств математической обработки усредненных вызванных потенциалов (УВП) мозга является метод спектрального (частотного) анализа, использующий технику приближенного вычисления интегральных преобразований Фурье на цифровых вычислительных машинах [1, 4, 5]. С помощью метода за последнее время получены результаты, показывающие его перспективность, ценность обеспечиваемой дополнительной информации для оценки функциональных состояний мозга [6, 10, 11].

Однако в ряде случаев данные разных авторов трудно сопоставимы, поскольку не выработано стандартных требований к принципам построения алгоритмов спектрального анализа ВП и соответственно представлению результатов обработки. В настоящей работе анализируется ряд вопросов спектрального анализа ВП, связанных с выбором расчетного алгоритма и рациональными формами представления спектральных характеристик. На этой основе предлагаются определенные рекомендации по вопросам стандартизации методики спектрального анализа ВП.

Расчетный алгоритм

Современные алгоритмы цифрового спектрального анализа УВП мозга используют в качестве исходной информации для расчетов значения дискретных отсчетов кривой УВП в равноотстоящих точках. Этот принцип задания исходной информации связан с использованием полу-

чившего широкое применение в экспериментальных и клинических исследованиях УВП метода цифрового усреднения, осуществляемого с помощью специализированных для выполнения этой и близких к ней задач анализаторов [8] или мини-ЭВМ более широкого профиля [7].

При использовании метода цифрового усреднения усиленная кривая биопотенциала мозга подается на вход аналого-цифрового преобразователя, переводящего непрерывный биосигнал в последовательность цифровых отсчетов, берущихся с постоянным шагом по времени. Вычислительные операции по обработке значений дискретных отсчетов кривой ВП осуществляются цифровой вычислительной машиной, к входу которой подключен аналого-цифровой преобразователь. В качестве результата обработки служат значения $k(N) \cdot U(i \cdot \Delta t)$ ($i=0, 1, \dots, p-1$), где Δt —шаг дискретизации по времени, p —число дискретных отсчетов кривой УВП, N —число усреднений, $k(N)$ —масштабный коэффициент, величина которого обычно зависит от числа усреднений, $U(i \cdot \Delta t)$ —дискретные отсчеты, которые можно рассматривать как значения некоторой непрерывной функции $U(t)$, описывающей кривую УВП (начало кривой совмещено с $t=0$).

При рассмотрении предлагаемого алгоритма расчетов принимаются заданными p дискретных отсчетов $U(i \cdot \Delta t)$ ($i=1, 2, \dots, p$) кривой УВП, а также параметры Δt и $k(N)$.

Основными особенностями алгоритма являются: 1) построение формул спектрального анализа на основе метода кусочно-линейного преобразования Фурье (КЛПФ) в соответствии с рекомендациями, представленными нами в ранее опубликованной работе [2], 2) возможность расчета спектральных характеристик кривой УВП на отдельных отрезках от ее начала, что дает возможность определения текущих спектров кривой УВП, 3) расчет спектральных характеристик в логарифмических шкалах частот.

Алгоритм спектрального анализа строится на основе выражения, определяющего текущий спектр УВП

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

где ω —угловая частота, $R_t(\omega)$ и $I_t(\omega)$ —действительный и соответственно мнимый компоненты текущего спектра.

Если $t=t_p=p \cdot \Delta t$ —момент времени, соответствующий периоду, в течение которого производилась регистрация кривой УВП, то, согласно уравнению (1), будут получены частотные спектры УВП. Вычисление частотных спектров, согласно уравнению (1), для ряда последовательных значений t , меньших t_p , дает динамику изменения частотных спектров в процессе их стремления к установившимся значениям.

В разработанном алгоритме интервал времени от 0 до t_p разбивается на M отрезков $[T_{m-1}; T_m]$ ($m=1, \dots, M$) таким образом, чтобы

выполнялись условия $T_0=0$, $T_m - T_{m-1} = \Delta T = s \cdot \Delta t$ (s — целое число), $T_m = M \cdot s \cdot \Delta t$, где $M \cdot s \ll p$. Вычисление текущих спектров производится для дискретных моментов времени T_m на основании выражений

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

Приближенный расчет интегралов, входящих в эти уравнения, осуществляется путем замены функции $U(t)$ кусочно-ломаной кривой, состоящей из отрезков прямых, сопрягающихся в равноотстоящих точках, берущихся с шагом дискретизации Δt . Формулы численного интегрирования для этого случая записываются в виде:

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

$$+ 2\alpha \sum_{i=1}^{s-1} U(T_{k-1} + i\Delta t) \cos \omega (T_{k-1} + i\Delta t) + U(T_k) \left(\frac{\beta}{\omega} \sin \omega T_k + \alpha \cos \omega T_k \right), \quad (3a)$$

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

$$+ 2\alpha \sum_{i=1}^{s-1} U(T_{k-1} + i\Delta t) \sin \omega (T_{k-1} + i\Delta t) + U(T_k) \left(\alpha \sin \omega T_k - \frac{\beta}{\omega} \cos \omega T_k \right), \quad (3b)$$

где

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

В работе [2] проведено сравнительное исследование точности алгоритма КЛПФ с обычно используемыми алгоритмами дискретного преобразования Фурье (ДПФ). Показано, что алгоритм КЛПФ обеспечивает значительно более высокую точность расчетов в случаях, когда анализируемая функция имеет отличные от нуля значения на концах отрезка времени или имеет на нем разрывы первого рода. Между тем именно такое поведение функции характерно при расчете текущих спектров. Другим существенным преимуществом метода КЛПФ является то, что при его использовании можно с практически высокой точностью производить расчеты частотных характеристик до частот, в несколько раз превышающих значение частоты $\omega_c = \frac{\pi}{\Delta t}$, которой ограничен спектр характеристик, рассчитываемых по формулам ДПФ.

Определенное представление о сравнительной точности алгоритмов

ДПФ и КЛПФ дает рис. 1, на котором представлены теоретически рассчитанные текущие спектры функции вида $y = 10e^{1t}$ (сплошные кривые на рис. 1а) и текущие спектры, рассчитанные согласно численным алгоритмам спектрального анализа по методам ДПФ (пунктирные кривые) и КЛПФ (точечные кривые). На рис. 1 б представлены кривые ошибок: сплошными линиями показаны ошибки расчетов согласно методу ДПФ, зачерненными областями—согласно КЛПФ.

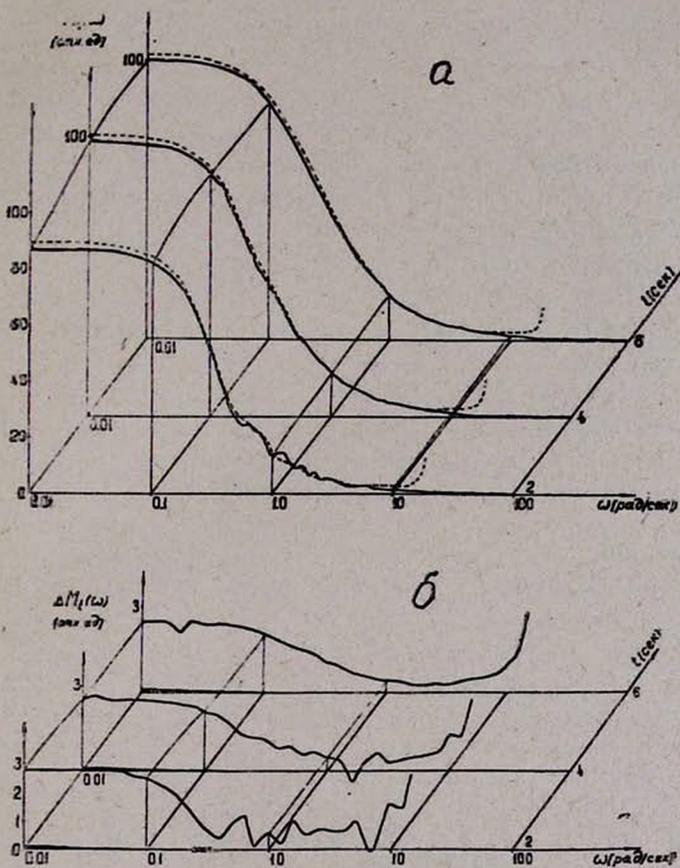


Рис. 1. Графики текущих спектров (а) и кривые ошибок (б).

На основе разработанного алгоритма составлена программа цифрового спектрального анализа УВП, записанная на языке программирования АП электронных цифровых вычислительных машин (ЭЦВМ) семейства «Наири». В качестве исходной информации для расчетов в ЭЦВМ вводятся следующие исходные данные: значение шага дискретизации Δt , масштабный коэффициент $k(N)$, число дискретных ординат s на отрезках $[T_{m-1}; T_m]$, число отрезков M , по которым вычисляются текущие спектры, значения кривой УВП $U(i \cdot \Delta t)$ ($i = 1, \dots, s \cdot M$).

Значения частотных характеристик вычисляются для логарифмической шкалы частот, позволяющей охватывать частотные характерис-

тики в значительных диапазонах их изменения. В ЭЦВМ вводятся значения минимальной и максимальной частот, ограничивающих диапазон, в котором рассчитываются частотные спектры. Кроме того, задается число точек на декаду, определяющее шаг дискретизации в логарифмической шкале частот.

Пример расчета

В качестве примера использования методики приводятся результаты расчета частотных характеристик УВП, зарегистрированных в ответ на световое раздражение с кожи головы человека. Биопотенциалы отводились монополярно с черепа над проекционными зрительными зонами справа и слева (активные электроды накладывались на 2 см выше и 2 см кнаружи от зрительного бугра). Фотостимуляция (0,3 Дж) подавалась фотостимулятором фирмы «ALVAR» с расстояния 18—20 см от переносицы испытуемого с частотой 1 в 3 сек.

Потенциалы усиливались усилителями 16-канального энцефалографа фирмы «ALVAR» и подавались на вход многоканального анализатора «NTA-512 М», снабженного графопостроителем, использовавшимся для регистрации усредненных кривых. Производилось 32 усреднения, причем запуск анализатора синхронизировался с моментом подачи светового стимула. Кривые УВП регистрировались на интервале времени 512 мсек (512 каналов, шаг дискретизации 1 мсек).

На рис. 2 представлены кривые УВП, записанные у практически здорового взрослого человека с правой и левой проекционных зон, а на

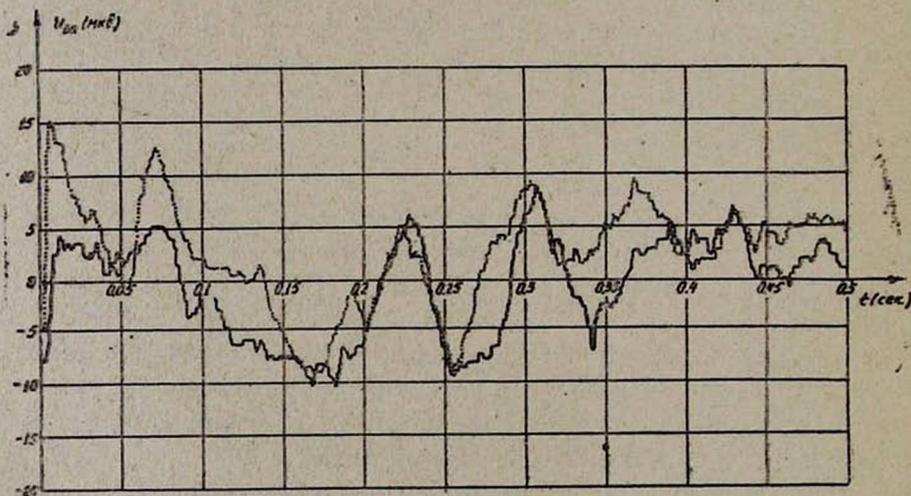


Рис. 2. Кривые УВП, записанные у здорового человека с правой (сплошная кривая) и левой (точечная кривая) проекционных зон.

рис. 3 соответствующие кривые амплитудных частотных спектров $M(f) = \text{Im}_T(jf) I$, вычисленных по кривым УВП на всем отрезке их задания.

Расчеты частотных спектров производились на ЭВМ «Наири-2» для диапазона частот от 0,01 до 1000 гц с различным шагом по частоте. Путем сравнения результатов расчетов при разных значениях шага дискретизации было установлено, что практически высокая разрешающая способность для выявления основных особенностей поведения спектральных характеристик обеспечивается при шаге дискретизации, соответствующем заданию 40 точек на декаду. Как показали результаты спектрального анализа УВП человека в норме и при патологических из-

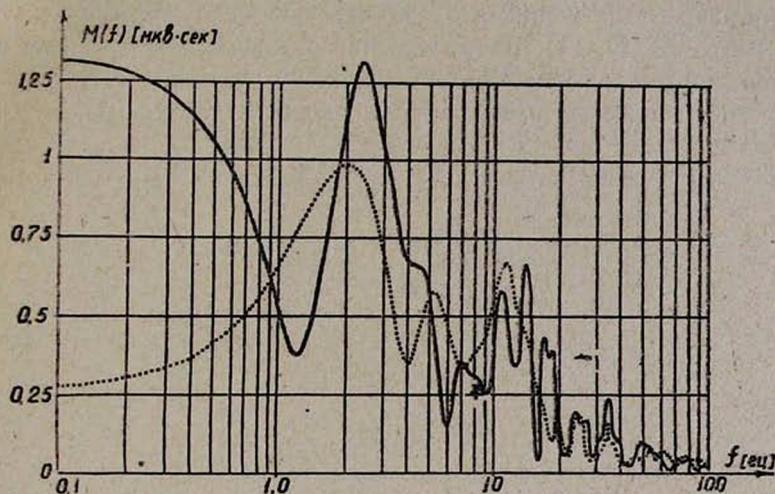


Рис. 3. Амплитудные частотные спектры, рассчитанные по УВП с правой (сплошная кривая) и левой (точечная кривая) проекционных зон.

менениях мозговых функций, основные частотные компоненты кривых УВП содержатся в диапазоне примерно от 0,1 до 100 гц, для которого и представлены все приводимые в рассматриваемом примере спектральные характеристики. Как видно из рис. 3, использование логарифмической шкалы частот позволяет охватить основные особенности изменения спектральных характеристик в этом диапазоне. При этом разрешающая способность в оценке параметров резонансных пиков спектральных характеристик сохраняется практически постоянной для всего диапазона частот. Благодаря этому с практически высокой точностью могут быть оценены значения резонансных частот, на которых характеристики имеют экстремумы.

В противовес этому следует отметить, что при расчете и отображении частотных спектров УВП человека с равномерным шагом по частоте на основе алгоритмов ДПФ [9] удается просчитывать относительно небольшие диапазоны частот с разрешающей способностью, которая недостаточна для оценки значений резонансных частот в области низких герц. Так, например, при шаге дискретизации кривой УВП в 1 мсек в случае 512 отсчетов расчет по формулам ДПФ осуществляется для диапазона частот от $f_0 = 1,953$ до 1000 гц с равномерным шагом по частоте

$\Delta f = f_0$. Интервал примерно в 2 гц между соседними отсчетами не обеспечивает необходимой точности при построении и оценке кривых частотных спектров в области низких частот, в частности, в наиболее важном диапазоне в районе 10 гц (область, соответствующая α -ритму).

Кривые амплитудных частотных спектров (рис. 3) обнаруживают характер поведения [3], основными особенностями которого является наличие пиков, особенно богатых в области частот порядка 10 гц. Значения резонансных частот и амплитуд пиков являются важными показателями, характеризующими электрическую активность исследуемого отдела мозга [6, 10, 11]. Вопрос об информативности резонансных пиков в области высоких частот, близких к 100 гц, может быть решен путем рассмотрения картин текущих спектров кривых УВП. На рис. 4

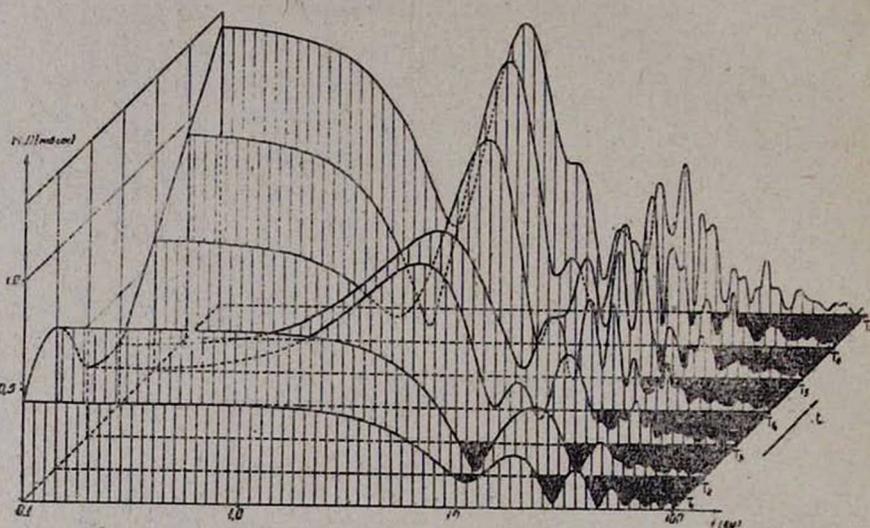


Рис. 4. Текущие амплитудные спектры, рассчитанные по УВП, соответствующей правой проекционной зоне.

представлен текущий спектр одной из рассматриваемых кривых УВП (сплошная кривая на рис. 2). Текущий спектр вычислен по участкам T_m ($m=1, \dots, 7$), на которые разбит отрезок задания кривой УВП. Как следует из рассмотрения кривой текущего спектра, резонансные пики в области высоких частот не имеют закономерного характера и определяются, по-видимому, случайными составляющими кривой УВП. Напротив, резонансные пики в области частот порядка 10 гц обнаруживают определенные закономерности изменения по времени и частоте. Формирование определенной картины частотного спектра в этой области к концу интервала времени, на котором регистрируется кривая УВП, указывает, по-видимому, на связь параметров резонансных пиков с ритмическими компонентами кривых УВП. Вопрос о генезе и функциональном значении резонансных пиков кривых частотных спектров УВП человека требует детальных исследований, связанных с

анализом значительного физиологического и клинического материала. Однако очевидно, что использование текущих спектров предоставляет дополнительные эффективные средства при решении этих задач и развитии дальнейших исследований, связанных с использованием частотных спектров в диагностических целях.

Известно, что амплитудная частотная характеристика (АЧХ) биосигнала содержит не всю информацию о последнем, вследствие чего биосигнал не может быть полностью восстановлен по АЧХ. Полная информация обеспечивается в случае задания, наряду с АЧХ, фазовой частотной характеристики (ФЧХ).

На рис. 5 представлены фазовые частотные характеристики, соответствующие рассматриваемым кривым УВП. В доступной литературе мы не встречали случаев использования ФЧХ при анализе функциональных состояний мозга методами спектрального анализа. Между тем, как

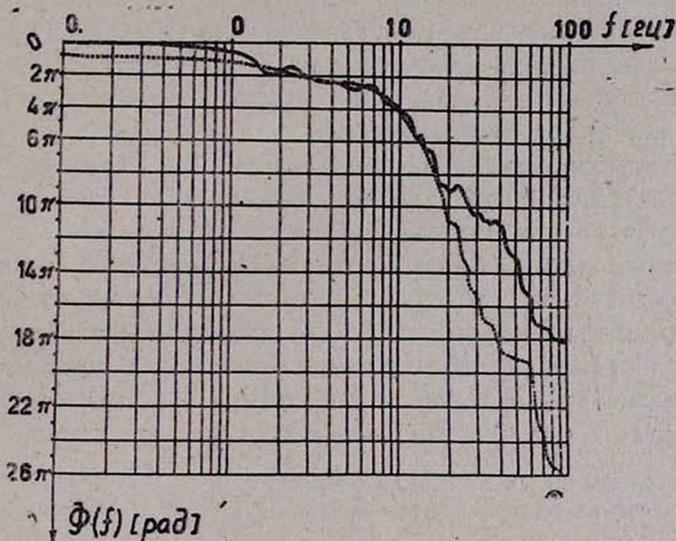


Рис. 5. Фазовые частотные характеристики, рассчитанные по УВП с правой (сплошная кривая) и левой (точечная кривая) проекционных зон.

показывает рассматриваемый пример, а также результаты цифрового спектрального анализа ряда УВП у здоровых людей и у больных эпилепсией, ФЧХ является удобным показателем при сравнении функциональных состояний мозга в силу следующих обстоятельств.

1. ФЧХ меняются практически монотонно в широких диапазонах частот (имеется в виду среднее значение ФЧХ; небольшие отклонения от монотонного поведения, связанные с наличием в кривых УВП случайных компонентов не принимаются во внимание), что дает возможность характеризовать ФЧХ небольшим числом количественных показателей. Это имеет важное значение при статистической обработке материала.

2. ФЧХ определяют соотношения между действительными и мнимыми компонентами частотных спектров, вследствие чего выражаются в

градусах или радианной мере, то есть в единицах, которые не зависят от размерности анализируемых кривых УВП. Таким образом, использование ФЧХ обеспечивает введение относительных единиц, не чувствительных к изменению масштаба (по амплитуде) кривой УВП. Например, две кривые УВП, одинаковые по форме, но различающиеся по амплитуде, имеют одну и ту же ФЧХ. Благодаря этому свойству при анализе ФЧХ выделяется сходство между компонентами УВП, которое может быть совершенно затушевано при обычном анализе УВП во временной области или по АЧХ. По этой причине ФЧХ кривых УВП, существенно различающихся во временной области и по амплитудным спектрам, могут близко совпадать на значительных участках частот. В рассматриваемом примере имеет место близкое совпадение ФЧХ в диапазоне частот от 2 до 20 *гц*.

Таким образом, результаты машинной обработки кривых УВП согласно разработанной методике показали целесообразность использования при вычислении и отображении частотных спектров УВП человека, логарифмических шкал частот, широко применяемых при использовании частотных методов для анализа физических и некоторых биологических динамических систем.

Основные частотные компоненты кривых УВП человека содержатся в диапазонах от 0,1 до 100 *гц*, для которых и целесообразно производить расчет частотных характеристик.

Практически высокая разрешающая способность для выявления основных особенностей поведения спектральных характеристик обеспечивается при шаге дискретизации, соответствующем заданию 40 точек характеристики на декаду. Для анализа частотных компонентов кривых УВП дополнительно к обычно используемым АЧХ целесообразно применение текущих спектров и фазовых частотных характеристик.

Институт физиологии им. Л. А. Орбели АН Арм. ССР,

Кафедра неврологии Ереванского медицинского института

Поступила 8/II 1978 г.

Գ. Ս. ՄԵԼՔՆՅԱՆ, Ա. Ա. ՂԱԶԱՐՅԱՆ, Ա. Ա. ՄԵԼՔՆՅԱՆ,
Վ. Գ. ԳՐԻԳՈՐՅԱՆ, Թ. Վ. ՎԱՐԴԱՆՅԱՆ

ՌԻՂԵՂԻ ՄԻՋԻՆԱՅՎԱԾ ՀՐԱՀՐՎԱԾ ՊՈՏԵՆՑԻԱԼՆԵՐԻ
ԹՎԱՅԻՆ ՍՊԵԿՏՐԱԿՎԵՐԼՈՒԹՅՈՒՆՅԱՆ ՄԵԹՈԴ

Առաջարկվում է մարդու ուղեղի միջինացված հրահրված պոտենցիալների (ՄՀՊ) թվային սպեկտրալ վերլուծության մեթոդը, որի հիմնական առանձնահատկությունները հանդիսանում են՝ ՄՀՊ-ի կորերի հարվածա-գծային ապրոքսիմացիայի մեթոդի հիման վրա սպեկտրալ վերլուծության բանաձևերի կառուցումը, ընթացիկ սպեկտրների ստացման հնարավորությունը, նաև հաճախականությունների լոգարիթմական ցուցանակներում հաճախական սպեկտրների հաշվարկը և արտացոլումը: Մշակված մեթոդի հիման վրա բերվում են մարդու ՄՀՊ-ի վերլուծության օրինակներ:

METHODS OF FIGURE SPECTRAL ANALYSIS OF AVERAGE
GENERATED POTENTIALS OF BRAIN

Methods of spectral analysis of average generated potentials (AGP) of human brain are given in the article, the main peculiarities of which are construction of formulas of special analysis by method of piece-linear approximation of curves of AGP, possibility of receiving current spectres.

Examples of analysis of human AGP on the bases of the methods are brought by the authors.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Джевлинс А. С., Иеджер Ч. Л. и др. ТИИЭР, 1975, т. 63, 10, стр. 5.
2. Мелконян Д. С., Газарян А. А. Изв. АН Арм. ССР (сер. технич. наук), 1978, 2, стр. 64.
3. Мелконян Д. С., Газарян А. А., Мелконян А. А., Адамян С. Г. Биол. журнал Армении, 1976, 9, стр. 78.
4. Потылицин Г. П. В сб.: Электронная аппаратура и методические вопросы нейрофизиологического эксперимента. М., 1975, стр. 84.
5. Basar E., Gbonder A., Özsemit C., Ungan P. Biological Cybernetics, 1975, 20 3-4, 137.
6. Bennet W. F. Nature, 1972, 239, 5372, 407.
7. Butler A. L. Computer Programs in Biomedicine, 1976, 6, 1.
8. Clynes M. Computer of average transients. Instruments and Control Systems, 1962, 35, 87.
9. Cooley J. W., Lewis P. A. W. and Welch P. D. IBM Corpor. Research Paper RC-74, 1967.
10. Ertl J. P. Nature, 1972, 241, 5386, 209.
11. Shucard D. W. Perceptual and Motor Skill, 1973, 36, 147.