УДК 616.8

В.А. Фесечко, А.О. Попов, В.В. Гутаревич

НОВИЙ АДАПТИВНИЙ МЕТОД ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМ

Для дослідження роботи головного мозку та спостереження за динамікою лікування, а також для опосередкованої оцінки функціонального стану організму людини широко розповсюдженою є реєстрація та подальший аналіз електричних потенціалів мозку – електроенцефалографія (ЕЕГ) [1]. Задача адекватного все більш докладного аналізу отриманого багатоканального сигналу ЕЕГ з діагностичною метою залишається актуальною для цілей ранньої та диференціальної діагностики захворювань головного мозку.

Серед основних сучасних методів аналізу ЕЕГ можна виділити такі:

1) частотний аналіз, який виконується за допомогою перетворення Фурьє; при цьому знаходиться амплітуда та фаза присутніх у сигналі синусоїдальних складових різної частоти; в рамках такого спектрального аналізу в клінічній практиці в ЕЕГ-сигналі виділяють коливання в певних частотних діапазонах – ритми, яким надається клінічне значення, і потужність яких є діагностичним параметром;

2) аналіз статистичних характеристик сигналу;

3) вейвлет-аналіз сигналу, який ґрунтується на розкладі сигналу в набір базисних функцій-вейвлетів, що отримані шляхом розтягу, стискання та зсуву єдиної материнської вейвлет-функції.

У зв'язку зі складністю сегментації сигналу ЕЕГ на стаціонарні частини статистичні характеристики можуть не повністю відображати важливі для діагностики дані про сигнал. Можна вказати також певні обмеження, які мають фурьє-аналіз та вейвлет-аналіз. Основним недоліком фурьє-аналізу є те, що гармоніки, на які розкладається сигнал, не є локалізованими в часі, тому за їх допомогою неможливо описати локальні характеристики сигналу. Використання короткочасового (віконного) перетворення Фурьє не дає повного розв'язання цієї задачі, бо не існує методів певного визначення ділянок стаціонарності сигналу, які є різними для різних частот. Цього недоліку позбавлене вейвлет-перетворення, але в ньому для побудови базисних функцій, на які потім розкладається сигнал, завжди використовується наперед задана материнська вейвлет-функція. Коефіцієнти фурьє- та вейвлет-розкладів, таким чином, залежать насамперед від виду базисних функцій [1–3]. Крім того, вейвлет-перетворення сигналу, виконане без накладання додаткових умов на материнську вейвлет-функцію, має значну надлишковість, що ускладнює аналіз отриманого вейвлет-спектра без використання алгоритмів вибору компонентів сигналу.

Поточні параметри ЕЕГ безпосередньо під час проведення реєстрації будуть обумовлюватися не тільки діяльністю мозку, а й залежатимуть від функціонального стану всього організму людини, психологічного і психічного стану та характеру навколишнього середовища. Всі ці фактори опосередковано визначають характер фонової активності мозку, у якій є комплекси специфічної (зокрема патологічної) активності [4, 5].

За допомогою методів, які використовуються зараз, важко визначити зміни ЕЕГ, зумовлені саме функціонуванням мозку на фоні всіх змін в ЕЕГ, наявних із різних причин. Також складно локалізувати в ЕЕГ-сигналі феномени, які цікавлять дослідника, бо часто вони не мають стандартного опису в термінах фурьє- та вейвлет-складових, і їх зовнішній вигляд є певною мірою різним у різних пацієнтів. Задача загальної адаптації процедури аналізу отриманої ЕЕГ до пацієнта залишається не розв'язаною.

Постановка задачі

Для врахування поточного стану пацієнта під час зняття електроенцефалограми необхідно побудувати метод, який би давав змогу адаптувати процедуру аналізу ЕЕГ-сигналу з діагностичною метою до поточного стану пацієнта, який впливає на його електроенцефалограму. Перетворення сигналу при проведенні обробки ЕЕГ цим методом повинно адаптовуватися до кожного сигналу, але водночас має бути застосовним до будь-яких сигналів, щоб можна було порівнювати результати аналізу між собою.

Одним із шляхів розв'язання цієї задачі є побудова перетворення сигналу, в якому використовується адаптивний оптимальний за певних умов повний ортонормований базис розкладу сигналу ЕЕГ.

Побудова базису розкладу сигналу ЕЕГ

Як адаптивний базис розкладу пропонується використовувати ортонормований базис власних векторів матриці усереднених кореляцій ЕЕГ-сигналу, отриманої в рухомому часовому вікні спостереження [6]. Одержання базису проводиться таким чином.

Нехай ведеться реєстрація M-канального сигналу протягом часу $T_{\text{реєстр}}$ з інтервалом дискретизації Δt с, в результаті чого отримується матриця сигналу вигляду

$$\begin{bmatrix} \langle x_1 \rangle \\ \langle x_2 \rangle \\ \vdots \\ \langle x_M \rangle \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{11} & x_{12} & \cdots & x_{1N} \\ x_{21} & x_{22} & \cdots & x_{2N} \\ \vdots & & & \vdots \\ x_{M1} & x_{M2} & \cdots & x_{MN} \end{bmatrix}, \qquad (1)$$

де $N = \frac{T_{\text{реєстр}}}{\Delta t}$ – кількість зареєстрованих відліків сигналу по кожному каналу; $\langle x_i \rangle$ – вектор-рядок відліків сигналу i-ого каналу, $i = \overline{1, M}$; x_{ij} – j-й відлік сигналу i-го каналу, $j = \overline{1, N}$.

Починаючи з деякого відліку w, вибирають часове вікно спостереження тривалістю $W = K\Delta t$ с, в межах якого опиняються K відліків сигналу. Для тих відліків сигналу, які потрапили у вікно спостереження, знаходиться матриця усереднених кореляцій:

$$C(w, K) = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & \cdots & c_{1K} \\ c_{21} & c_{22} & \cdots & c_{2K} \\ \vdots & & & \vdots \\ c_{K1} & c_{K2} & \cdots & c_{KK} \end{bmatrix}, \qquad (2)$$

кожний елемент якої визначається за формулою

$$c_{qr} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{M} x_{iq} x_{ir}, \qquad (3)$$

де $q, r = \overline{1, K}$.

Проаналізуємо ті елементи матриці (2), які розміщені в ній симетрично відносно головної діагоналі:

$$c_{rq} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{M} x_{ir} x_{iq} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{M} x_{iq} x_{ir} = c_{qr}.$$

З аналізу результату проведених тотожних алгебричних перетворень випливає, що $c_{qr} = c_{rq}$, тому матриця (2) є симетричною відносно головної діагоналі. Всі елементи матриці сигналу (1) є дійсними числами, тому результат обчислень елементів матриці (2) за формулою (3) дасть також дійсні числа. Матриця (2) являє собою набір елементів K-вимірного лінійного простору E^K впорядкованих сукупностей K дійсних чисел, отриманих за формулою (3) з елементів матриці (1). Оскільки матриця (1) є симетричною, то її можна розглядати як матрицю самоспряженого лінійного оператора в деякому ортонормованому базисі простору E^K. З цього випливає, що існує повний ортонормований базис із власних векторів цієї матриці [7].

Такий базис можна отримати за допомогою розв'язання рівняння

$$C(w, K) v_j = \lambda_j v_j, \qquad (4)$$

де v_j – власні вектори; λ_j – відповідні власні значення, що є коренями характеристичного рівняння $\det(C(w, K) - \lambda I) = 0$; I – одинична матриця, $j = \overline{1, K}$.

Таким чином, із відведень зареєстрованого ЕЕГ-сигналу (1), вибравши довільне вікно спостереження, ми отримали матрицю усереднених кореляцій (2). Її власні вектори становлять ортонормований базис, який опосередковано відображає властивості сигналу, і тому може вважатися адаптивним. Отримання базису відбувається за одним алгоритмом для різних сигналів, але алгоритм враховує індивідуальні особливості кожного сигналу, що досліджується. Цей базис можна використовувати для представлення та аналізу в ньому ЕЕГ-сигналу. Більше того, сам базис може бути об'єктом аналізу.

Аналіз ЕЕГ за допомогою адаптивного базису розкладу

Один із можливих шляхів аналізу ЕЕГ-сигналу за допомогою адаптивного базису розкладу грунтується на дослідженні властивостей самого базису, отриманого для зареєстрованого сигналу в часовому вікні спостереження, яке зсувається. Аналіз проводиться таким чином.

Вибирається тривалість часового вікна спостереження K та крок s, з яким вікно зсувається по відліках сигналу, починаючи з довільного відліку $w_{\text{поч}}$ та закінчуючи відліком $w_{\text{кін}}$. Часове вікно спостереження починає зсовуватися по сиг-

налу; на кожному k-му кроці для тих відліків, що потрапили у вікно, обчислюється матриця усереднених кореляцій (2) з елементами (3). Для кожної матриці розв'язується характеристичне рівняння та отримується набір власних чисел $\left\{\lambda_j^{(k)}\right\}_{j=1}^{K}$, $k = 1, \overline{\frac{w_{\text{кін}} - w_{\text{поч}}}{s} + 1}$. З кожного набору вибирається максимальне за модулем власне число $\Lambda^{(k)}$: $\Lambda^{(k)} = \max_k \left|\lambda_j^{(k)}\right|$, і після розв'язання з ним рівняння (4) отримується власний вектор $V^{(k)}$ – головний власний вектор.

Таким чином, отримано набір $\left\{V^{(k)}\right\}$, $k = 1, \overline{\frac{w_{\text{кін}} - w_{\text{поч}}}{s} + 1}$, власних векторів, які відповідають максимальним за модулем власним числам матриць усереднених кореляцій, отриманих для відліків сигналу, що потрапили в часове вікно спостереження, яке зсувається.

Показано [8], що при розкладі сигналу в базисі власних векторів матриць усереднених кореляцій проекція сигналу на головний базисний вектор є найбільшою, тобто кореляція між сигналом та цим вектором є великою. З цього можна зробити висновок, що головний вектор несе найбільшу інформацію про сигнал та великою мірою характеризує його властивості. Тому зміни цього вектора найсуттєвіше відображають зміни, які відбуваються в ЕЕГ-сигналі. Для відстеження цих змін пропонується спостерігати за зміною середньоквадратичної відстані між головними векторами, отриманими для послідовних вікон спостереження:

$$D_k = \sqrt{\frac{1}{K}\sum_{r=1}^{K}(V_r^{(k)} - V_r^{(k+1)})^2}\,, \qquad (5)$$

де $V_r^{(k)}$ – r-та координата вектора $V^{(k)}$. Показано [8], що значення середньоквадратичних відстаней D_k між головними векторами суттєво змінюються, коли відбуваються зміни в сигналі.

Те, що величина D_k (5) не залежить від абсолютних значень координат головних власних векторів у сусідніх вікнах спостереження, може розглядатися як обмеження для цього шляху аналізу ЕЕГ-сигналу, бо абсолютні значення координат власного вектора несуть інформацію про величину сигналу, для якого вони обчислюються [9].

Для усунення цього обмеження пропонується обчислювати відстані між головним вектором для заздалегідь вибраного з потреб дослідження "базового" вікна $V^{(Б)}$ та всіма іншими отриманими головними векторами. Цей вектор задає базовий рівень середньоквадратичної відстані, на фоні якої будуть відбуватися її зміни. В цьому випадку відстань (5) матиме вигляд

$$D_k^* = \sqrt{\frac{1}{K}\sum_{r=1}^{K}(V_r^{(Б)} - V_r^{(k)})^2}\,. \qquad (6)$$

Як "базове" вікно спостереження може вибиратися, наприклад, вікно, яке містить феномен, пошук якого становить задачу дослідження. Тоді, чим меншим є значення D_k^* (6), тим більша ймовірність того, що у k-му вікні спостереження міститься феномен, великою мірою схожий на шуканий.

Для кожної пари векторів a і b у дійсному евклідовому просторі кут між ними визначається як

$$\alpha = \arccos\frac{\sum_{k=1}^{K} a_k b_k}{\sqrt{\sum_{k=1}^{K} a_k a_k}\,\sqrt{\sum_{k=1}^{K} b_k b_k}}\,,$$

де a_k, b_k – відповідні координати векторів a і b у прямокутному K-вимірному базисі.

Пропонується вести аналіз кутів між головними власними векторами $V_r^{(k)}$ і $V_r^{(k+1)}$, отриманими для послідовних вікон спостереження:

$$\varphi_k = \arccos\left(\sum_{r=1}^{K} V_r^{(k)} V_r^{(k+1)}\right), \qquad (7)$$

та кутів між вектором для "базового" вікна та всіма іншими векторами:

$$\varphi_k^* = \arccos\left(\sum_{r=1}^{K} V_r^{(Б)} V_r^{(k)}\right). \qquad (8)$$

Величини кутів φ_k і φ_k^* несуть інформацію про поведінку та особливості сигналу, який досліджується, бо вони визначаються головними власними векторами матриці усереднених кореляцій.

Ще один спосіб аналізу ЕЕГ-сигналу за допомогою отриманої у вікні спостереження матриці усереднених кореляцій полягає в дослідженні сліду цієї матриці. Слід матриці усереднених кореляцій (2) з врахуванням (3) визначатиметься за формулою

$$\mathrm{tr}(w, K) = \sum_{j=1}^{K} c_{jj} = \sum_{j=1}^{K}\frac{1}{M}\sum_{i=1}^{M} x_{ij}\,x_{ij} = \sum_{j=1}^{K}\frac{1}{M}\sum_{i=1}^{M} x_{ij}^2\,, \qquad (9)$$

звідки випливає, що слід матриці усереднених кореляцій у випадку референтної схеми відведення ЕЕГ можна розглядати як такий, що дорівнює сумі середніх миттєвих потужностей (квадратів амплітуд відліків) відведень ЕЕГ-сигналу. Слід матриці (9) в цьому випадку можна інтерпретувати як сумарну усереднену потужність ЕЕГ-сигналу в проміжок часу, який розглядається в даному вікні спостереження. Спостерігаючи за зміною величини сліду матриці усереднених кореляцій, можна відстежувати зміни часової потужності ЕЕГ-сигналу.

Результати експериментів

Досліджувався тестовий шестиканальний ЕЕГ-сигнал, який складався із 150 відліків (рис. 1). Сигнал містить три графоелементи, які схожі на раптові генералізовані прояви коливної активності в ЕЕГ і їх локалізація в часі була задачею експерименту.

В першому досліді проведемо пошук у сигналі елементів, схожих на частину першого комплексу коливань (рис.1, позначено малою фігурною дужкою). Для нього було вибрано тривалість часового вікна спостереження $K = 10$, початок базового вікна спостереження на 10-му відліку.

Для кожного вікна спостереження, яке зсувалося з кроком 1, були знайдені матриці усереднених кореляцій, а для них – отримані головні власні вектори. На рис. 2 наведено графік залежності кутів між головним вектором для базового вікна спостереження та всіма іншими вікнами.

Стрілками вказано на мінімальні значення кутів, які спостерігаються для 65-го та 110-го відліків. Це вказує на те, що сигнал починаючи з

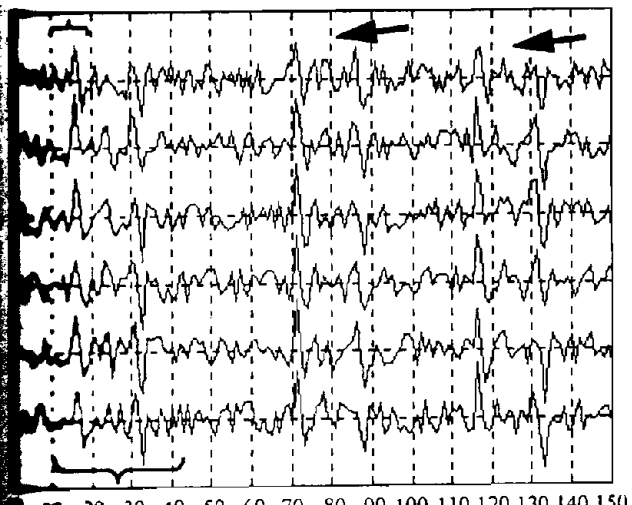

Рис. 1 Тестовий ЕЕГ-сигнал

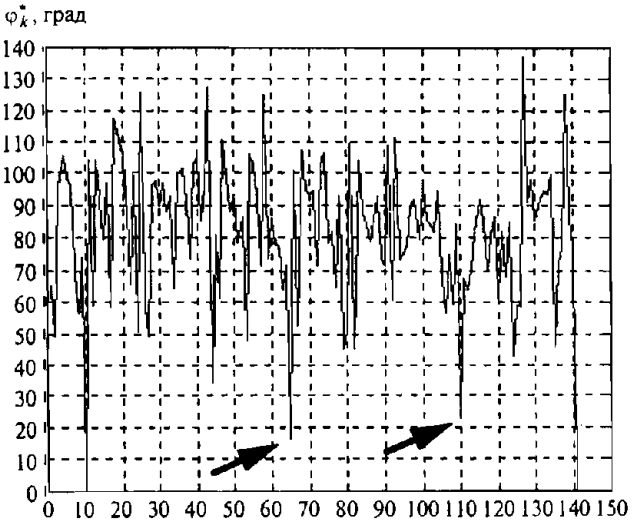

Рис. 2. Кути між головними власними векторам, обчислені за формулою (8)

65-го та 110-го відліків має такий самий характер поводження, як сигнал у 10-му вікні. Ступінь схожості коливань у виділених після аналізу вікнах визначається величинами кутів відхилення головних векторів (18° та 22° відповідно).

У другому досліді проведемо пошук більшого за тривалістю комплексу коливань (рис. 1, позначено великою фігурною дужкою). Тривалість вікна спостереження $K = 35$ визначимо, виходячи з тривалості комплексу, початок базового вікна спостереження розмістимо на 10-му відліку. На рис. 3 наведено графік залежності середньоквадратичних відстаней між головним вектором для базового вікна спостереження та всіма іншими вікнами.

Визначивши позицію мінімальних середньоквадратичних відстаней між векторами (рис. 3,

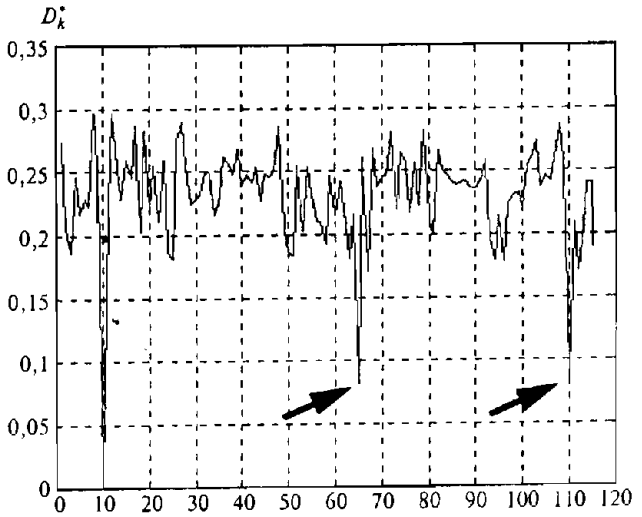

Рис. 3. Середньоквадратичні відстані, обчислені за формулою (2)

відзначено стрілками), можна зробити висновок щодо знаходження комплексів коливань, схожих на розташований у 10-му вікні спостереження, у 65-му та 110-му вікнах спостереження, тобто в часових межах від 65-го до 100-го та від 110-го до 145-го.

На рис. 4 наведені сліди матриць усереднених кореляцій для сигналу з рис. 1. За характерними ділянками графічного зображення можна визначити розміщення та приблизні часові межі інтервалів зростання потужності аналізованого тестового сигналу.

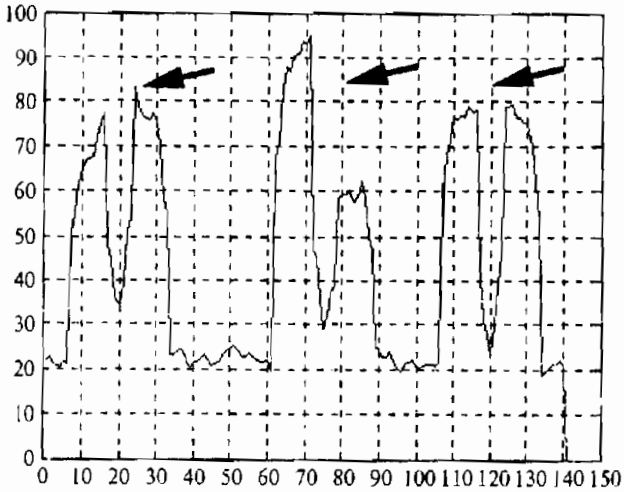

Рис. 4. Сліди матриць усереднених кореляцій

Відзначені на рис. 1 фігурними дужками графоелементи – сплески та схожі на них важко напевне виділити безпосередньо із знятого сигналу за амплітудою. Наприклад, максимальний перепад амплітуд сигналу у відведеннях – 15,67, максимальне відношення екстремальних значень амплітуд дорівнює 0,96. Можна впевнитися, що ці сплески коливної активності характерно відображаються в параметрах, які характеризують ЕЕГ-сигнал після його обробки за допомогою адаптивного базису розкладу. Кути між головними векторами змінюють свої значення приблизно з 80 до 18° (в 4,44 рази), а середньоквадратичні відстані – з 0,24 до 0,07 (в 3,42 рази) у місці розміщення сплесків. Максимальний перепад у сліді матриць усереднених кореляцій становить 72. Таким чином, зручність для подальшого аналізу отриманих після обробки в адаптивному базисі параметрів ЕЕГ суттєво вища, ніж у початковому сигналі, який аналізувався.

Порівнюючи поведінку отриманих параметрів для вибраного вікна спостереження з поведінкою параметрів для інших вікон, можна зробити висновки щодо характеру сигналу в цих вікнах. Виходячи з цього, можна стверджувати, що вказані стрілками ділянки тестової ЕЕГ з великою ймовірністю містять графоелемент, схожий на позначені на рис. 1; це підтверджується візуальним та кореляційним аналізами.

Актуальною є задача зменшення часу, який витрачається на аналіз сигналу запропонованим методом. Насамперед найбільше часу витрачається на розрахунок власних значень та власних векторів матриць усереднених кореляцій для різних часових вікон спостереження. Але з врахуванням наявних можливостей обчислювальної техніки та розвитку чисельних методів розв'язання задач такого типу, питання часових витрат поступається питанню якості аналізу та обробки сигналу. Також необхідною постає побудова методів формалізованого аналізу отриманої після обробки сигналу інформації.

Висновки

Запропонований метод дає змогу адаптувати процедури обробки і аналізу сигналу до поточного фізичного стану пацієнта та інших факторів, що впливають на зареєстрований ЕЕГ-сигнал через опосередковане врахування їх при побудові базису розкладу сигналу. Застосування методу при аналізі тестового сигналу ЕЕГ ілюструє надання можливості більш зручного виділення елементів сигналу з підвищеною чутливістю порівняно з використовуваними зараз методами. Наочність та зручність параметрів, за якими ведеться аналіз (відстаней та кутів між векторами базису, сліду матриці усереднених кореляцій) суттєво вища, ніж тих, які можна отримати після проведення візуального та кореляційного аналізу сигналу.

Отримані результати планується використовувати для обробки ЕЕГ-сигналів у клінічних дослідженнях для діагностики захворювань головного мозку.

В.А. Фесечко, А.А. Попов, В.В. Гутаревич

НОВЫЙ АДАПТИВНЫЙ МЕТОД ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ

Приведены теоретические основы метода анализа сигнала электроэнцефалограммы при помощи адаптивного базиса собственных векторов матрицы усредненных корреляций. Даны теоретическое обоснование и практические результаты анализа поведения главного собственного вектора матрицы усредненных корреляций, которое отражает превалирующие изменения в сигнале, и исследования следа матрицы усредненных корреляций, равного суммарной усредненной мощности участка электроэнцефалографического сигнала, попавшего в пределы окна наблюдения. Метод демонстрирует высокую чувствительность при выделении необходимых исследователю элементов сигнала и увеличение информативности полученных в результате анализа параметров.

V.A. Fesechko, A.O. Popov, V.V. Gutarevytch

NEW ADAPTIVE METHOD FOR ELECTROENCEPHALOGRAM PROCESSING

Theoretical principles of electroencephalographic signal analysis using adaptive basis of averaged correlation's matrix eigenvectors are presented. The reasoning and practical results of the averaged correlation's matrix principal eigenvector's behavior analysis are given. The matrix represents the dominant changes in a signal. The reasoning and results of the investigation of an averaged correlation's matrix trace, his equal to integral averaged power of the electroencephalographic signal part, occurring in the boundaries of observation window, are given. The proposed method shows high sensitivity in distinguishing necessary signal elements, and the resulting parameters information increases.

1. *Зенков Л.Р.* Клиническая электроэнцефалография с элементами эпилептологии. – Таганрог: Изд-во ТРТУ, 1996. – 358 с.
2. *Akay M.* Wavelet applications in medicine // IEEE Spectrum. – 1997. – **34**, N 5. – P. 50–56.
3. *Петухов А.П.* Введение в теорию базисов всплесков: Учебн. пособие. – СПб.: Изд-во СПбГТУ, 1999. – 199 с.
4. *Каминская Г.Т.* Основы электроэнцефалографии.– М.: Изд-во МГУ, 1989. – 88 с.
5. *Поворотинский А.Г., Заболотных В.А.* Пособие по клинической электроэнцефалографии. – Л.: Наука, 1987. – 62 с.
6. *Фесечко В.А., Попов А.А.* Адаптивный метод обработки электроэнцефалограмм // 7-й Междунар. молодежный форум "Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке": Сб. матер. форума; Харьков, 22–24 апреля 2003 г. – Харьков: ХНУРЭ, 2003. – С. 249–252.
7. *Ильин В.А., Позняк Э.Г.* Линейная алгебра. – М.: Наука, 1974. – 296 с.
8. *Fesechko V.A.* Eigenvector identification method for processing evoked potentials // Информационные технологии и программно-аппаратные средства в медицине, биологии и экологии: Матер. семинара; Киев, 26–30 января 1998 г. – К.: Мединформ, 1998. – С. 45–52.
9. *Ланкастер П.* Теория матриц. – М.: Наука, 1978. – 280 с.

Рекомендована Радою факультету електроніки НТУУ "КПІ"

Надійшла до редакції 25 лютого 2004 року