

УДК 616.8

В.А. Фесечко, канд. техн. наук, А.О. Попов

## Часова локалізація комплексів коливань у електроенцефалограмі

Изложены теоретические основы метода адаптивной временной локализации комплексов колебаний в электроэнцефалограмме. Приведены результаты анализа тестовых сигналов ЭЭГ с использованием данного метода.

The basis of method for adaptive time localization of electroencephalogram's oscillation series is presented. The results of EEG test signals analysis using the method are given.

### Вступ

В процесі життєдіяльності головний мозок людини генерує змінне електричне поле, яке є результатом суматої симптоматичних потенціалів, що виникають у нейронах мозку. Сумарний складний коливаний процес, який можна зареєструвати, розміщаючи електроди на поверхні голови, називається електроенцефалограммою (ЕЕГ). Метод дослідження головного мозку, який ґрунтуються на аналізі його електричних потенціалів, називається електроенцефалографією. ЕЕГ відображає функціональну активність мозку та є характеристикою не тільки процесів, які відбуваються у самому мозку, а й опосередковано несе інформацію про стан всього організму людини. Перевагою електроенцефалографії є те, що цей метод єдиний дозволяє спостерігати за роботою мозку у реальному часі [1].

Електроенцефалографія використовується для дослідження з визначенням внутрішньої організації мозку та за'язків між його частинами. Зняття та аналіз ЕЕГ також є обов'язковим під час процедур, необхідних для діагностики та лікування епілепсії, для визначення наявності та місцезнаходження пухлин і запальних процесів у мозку та у діагностичій психічних захворювань. Параметри електроенцефалограмми використовуються для контролю наркозу. ЕЕГ відображає вплив зовнішніх та внутрішніх подразнюючих чинників (мобілізація уваги, розумова діяльність, емоційне збудження) та залежить від фізіологічних параметрів (гіпоксія, гіперkapнія, алкоголь, рівень цукру, гормонів та ін.). Відомо, що параметри ЕЕГ є індивідуально варіативними та залежать від психологічних характеристик особистості [2].

Зразок аналізу електроенцефалограмм проводиться в основному у таких напрямках.

А) Аналіз спектральної потужності ритмів – складових сигналу, що лежать у певному частотному проміжку, яким у клінічній практиці електроенцефалографії надається діагностичне значення. При цьому вважається, що коливання з певними частотами відповідають певним станам організму людини або захворюванням. Такий аналіз виконується за допомогою перетворення Фурье – представлення сигналу у вигляді суми гармонічних коливань з певною частотою, амплітудою та фазовим зсувом. Недоліком аналізу сигналу цим способом можна вважати відсутність електрофізіологічного обґрунтування розкладу ЕЕГ на синусоїди – відсутність біологічних генераторів таких сигналів у мозку. Крім цього, ЕЕГ являє собою сигнал, який з часом поступово змінює свої частотні та амплітудні характеристики через зміни у діяльності мозку та стані організму. Динаміка цих змін непередбачувана, і тому неможливо визначити, чи не знаходиться проміжок часу, для якого виконується перетворення Фурье, у зоні переходу електроенцефалограмми від одного характеру переважної електричної активності до іншого. Оскільки гармоніки, на які розкладається сигнал, не є локалізованими у часі, то у такому випадку губиться інформація про момент зміни характеру активності.

Б) Статистичний аналіз – знаходження статистичних характеристик сигналу ЕЕГ: середнього значення, дисперсії, кореляційних функцій, головних компонент та ін. При такому аналізі ЕЕГ вважається стаціонарним сигналом, а це не відповідає дійсності [1, 2]. Зараз не існує єдиної методики сегментації сигналу ЕЕГ та визначення можливих інтервалів стаціонарності.

В) Вейвлет-аналіз – представляє собою розклад сигналу у набір базисних функцій-вейвлетів, що отримані шляхом розтягу, стискання та зсуву єдиної материнської вейвлет-функції. Базисні функції є локалізованими у часі, тому цей метод дозволяє досліджувати часовий характер змін у ЕЕГ. Але та, на які базисні функції буде вестися розкладання сигналу ЕЕГ, повністю визначається видом материнської вейвлет-функції, тому існують певні обмеження у виборі адекватних поточній ЕЕГ функцій.

Велика кількість різноманітних чинників, які мають вплив на електричні процеси, що проходять у мозку, призводить до того, що електрична активність мозку при одному і тому ж захворюванні буде не завжди однаковою у різних людей. Результатом індивідуального розмаїття реакцій на впливи, які не завжди можливо виключити і, навіть, які часто не можуть бути охарактеризовані та враховані, є те, що дані ЕЕГ, які отримані у однієї людини у різних дослідах, можуть суттєво різнятися. Все це призводить до складності диференціальної діагностики хвороб головного мозку, неоднозначності інтерпретації значення одних і тих самих елементів у сигналі ЕЕГ та до непевності у визначеннях їх природи.

Зараз не існує методів обробки сигналу ЕЕГ, які б могли враховувати поточний стан людини, у якої аналізується електроенцефалограмма. Це ускладнює діагностику захворювань головного мозку та може призводити до непевності у результататах аналізу ЕЕГ.

### Постановка задачі

Відомо [1, 2], що досить часто інтерес для дослідника становить не фонова активність на ЕЕГ, а присутність, розташування та характер комплексів коливань потенціалу, які з'являються у сигналі часто раптово (Рис. 1). В цьому випадку часова локалізація таких комплексів у сигналі становить мету аналізу ЕЕГ.



Рис. 1. Приклад сигналу ЕЕГ, який містить у різних відведеннях комплекси коливань, що відрізняються за формою, часовим розташуванням та амплітудою

Зазвичай локалізація у сигналі графоелементів, які відповідають комплексам коливань, робиться за допомогою візуального аналізу, при якому схожі на шуканий графоелементи виділяють, спираючись на практичний досвід, що накопичився у дослідника. Нерідко через те, що у ЕЕГ проявляються впливи зовнішніх та внутрішніх чинників, а також артефактів – паразитних сигналів позамозкового походження, така локалізація є досить приблизною і може бути іневіриою. Спроби локалізації комплексів коливань у сигналі за допомогою вейвлет-перетворення не дають потрібного результату. Причина цього те, що матриці коефіцієнтів, які отримуються в результаті, не є зручною для аналізу та інтерпретації; тому зробити однозначний висновок про часове місце знаходження комплексу без додаткових операцій над коефіцієнтами складно.

Необхідність точної та достовірої локалізації комплексів коливань у ЕЕГ в умовах присутності різної за характером фонової активності обумовлює потребу у нових підходах до аналізу сигналу ЕЕГ.

Актуальною є задача розробки адаптивного методу локалізації будь-яких елементів сигналу, які схожі на той, що цікавить дослідника. Це дасть змогу враховувати поточний стан пацієнта при кожному знятті ЕЕГ і через це проводити більш точну локалізацію комплексів коливань у сигналі на фоні тієї електричної активності мозку, яка генерується під час зняття.

### Побудова адаптивного базису розкладу ЕЕГ

Як шлях розробки адаптивного методу пропонується побудувати ортогональний базис, який враховував би поточну електричну активність мозку. У роботах [3, 4] запропоновано у якості адаптивного базису розкладу для аналізу електроенцефалограм використовувати базис, який містить повну систему власних векторів матриці усереднених кореляцій, отриманої у часовому вікні спостереження. Такий базис отримується наступним чином.

Нехай зареєстровано  $N$  відліків  $M$ -канальної ЕЕГ, які складають матрицю сигналу  $X$ :

$$X = \begin{bmatrix} x_{11} & x_{12} & \cdots & x_{1N} \\ x_{21} & x_{22} & \cdots & x_{2N} \\ \vdots & & & \vdots \\ x_{M1} & x_{M2} & \cdots & x_{MN} \end{bmatrix} \quad (1)$$

Кожен елемент у цій матриці є миттевим значенням у вольтах амплітуди сигналу, який було дискретизовано з інтервалом дискретизації  $\Delta t$  сек.; тривалість знятого сигналу складає  $T = \Delta t \cdot N$  секунд.

У будь-якому місці цього сигналу обирається часове вікно спостереження тривалістю  $T_w = K \cdot \Delta t$  сек., у яке потрапляють  $K$  відліків сигналу. Для частини сигналу, яка потрапила у це вікно, розраховується матриця усереднених кореляцій

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

елементи якої отримуються за формулою:

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

де  $q, r = 1, K$ .

Матриця усереднених кореляцій (2) виявляється такою, що є симетричною відносно головної діагоналі та яка має дійсні елементи. Тому її власні вектори утворюють повний ортонормований базис для деякого  $K$ -мірного лінійного простору [5]. Цей базис отримується шляхом розв'язання рівняння

$$C \cdot v_j = \lambda_j \cdot v_j, \quad (4)$$

де  $v_j$  – власні вектори,  $\lambda_j$  – відповідні власні значення, що є коренями характеристичного рівняння  $\det(C - \lambda \cdot I) = 0$ ,  $I$  – одинична матриця,  $j = 1, K$ .

### Аналіз електроенцефалограмми за допомогою адаптивного базису

Можна вважати, що у знятому сигналі ЕЕГ міститься суміш багатьох результуючих електрических процесів, як таких, які можна вважати головними та превалюючими, так і неосновних фонових, але наявних у такій ступені, що вони можуть ускладнювати виділення та інтерпретацію сигналів від головних процесів.

Максимальне за модулем власне значення матриці усереднених кореляцій (2) будемо називати головним власним значенням, а відповідний власний вектор, отриманий із (4) – головним власним вектором. У [3] показано, що при знаходженні коефіцієнтів розкладу сигналу у такому базисі власних векторів матриці усереднених кореляцій коефіцієнт розкладу, який відповідає проекції сигналу на головний власний вектор, є максимальним. Це означає, що загальний характер поводження сигналу у той проміжок часу, який потрапив у вікно спостереження, найбільшою мірою відображається саме у головному векторі і кореляція між головним вектором та сигналом у вікні спостереження буде найбільшою. Можна зробити висновок, що для задач локалізації достатньо сконцентратися лише головним вектором.

Локалізація у сигналі коливань складної форми виконується наступним чином. Дослідник спочатку обирає у знятті ЕЕГ ділянку, яка містить комплекс коливань, схожі на який йому потрібно знайти у всьому сигналі. Часове вікно спостереження, яке містить цей графоелемент, обирається як базове для поточного аналізу. Якщо комплекс коливань, який вибрано, починається з часу  $t_{\text{поч}}$ , та триває протягом  $T_{\text{трив}}$  сек., то у базове вікно

спостереження потраплять  $K_{\text{six}} = \frac{T_{\text{трив}}}{\Delta t}$  відліків дискретизованого сигналу починаючи з номера  $N_{\text{поч}} = \frac{t_{\text{поч}}}{\Delta t}$ .

Для сигналу у цьому вікні обраховується матриця усереднених кореляцій і потім після розв'язання характеристичного рівняння матриці та рівняння (4) з підстановкою головного власного значення отримується головний вектор  $V^{(k)}$  ортогонального базису її власних векторів. Вікно спостереження тривалістю  $K_{\text{six}}$  зміщується з певним кроком починаючи від першого відліку сигналу і до відліку  $L = N - K_{\text{six}} + 1$ , та на кожному кроці для сигналу у вікні також отримується головний вектор базису. В результаті отримується набір векторів  $\{V^{(k)}\}$ , де  $k = 1, N - K_{\text{six}} + 1$  – номер вікна. У

вікно з номером  $k$  потрапляють відліхи сигналу з номера  $k$  до номера  $k + K_{\text{вік}} - 1$ . Ділянка сигналу, яка характеризується вектором  $V^{(k)}$ , у часі починається з моменту  $k \cdot \Delta t$  та триває до моменту  $(k + K_{\text{вік}} - 1) \cdot \Delta t$ .

Далі розглядаються середньоквадратичні відстані у  $K_{\text{вік}}$ -мірному просторі між головним вектором базису для базового вікна спостереження  $V^{(B)}$  та головними векторами для всіх інших вікон  $V^{(k)}$ :

$$D_k = \sqrt{\frac{1}{K_{\text{вік}}} \sum_{r=1}^{K_{\text{вік}}} (V_r^{(B)} - V_r^{(k)})^2}, \quad (5)$$

де  $k$  – номер поточного вікна спостереження,  $k = 1, N - K_{\text{вік}} + 1$ .

Розглядається також кут між головним вектором для базового вікна та всіма іншими головними векторами:

$$\varphi_k = \arccos \left( \sum_{r=1}^{K_{\text{вік}}} V_r^{(B)} \cdot V_r^{(k)} \right) \quad (6)$$

Якщо вважати, що головний вектор, отриманий для базового вікна спостереження, вказує на «напрямок», який має процес у просторі координат вектора, то кут відхилення всіх інших векторів від вектора для базового вікна можна інтерпретувати як міру відхилення поведінки сигналу від такої, яка «західкована» у базовому вікні. Чим менша відстань від вектора для базового вікна до якогось із векторів, отриманих для інших вікон, тим більша ймовірність того, що ділянка сигналу у цих віках загалом схожі. Ці міркування дозволяють проводити по результатам аналізу середньоквадратичних відстаней та кутів між головними власними векторами локалізацію комплексів коливань у сигналі у часі, шукуючи мінімальні кути та мінімальні відстані.

Будемо розглядати результат розрахунків по формулі (5) та (6) – послідовності значень середньоквадратичних відстаней та кутів між головними векторами – як дискретні функції часу. У загальному випадку ці функції матимуть один глобальний мінімум для всієї області визначення:  $D_{\text{MIN}} = D_{N_{\text{нов}}} = 0$ ,

$\varphi_{\text{MIN}} = \varphi_{N_{\text{нов}}} = 0$  у точці, яка відповідає відстані до вектора з базового вікна або відповідному куту. Введемо поточне значення порогу для величин відстаней  $D_{\text{пор}} i$  та кутів  $\varphi_{\text{пор}} i$ , яке будемо за необхідності збільшувати на кожному кроці на діяку малу величину  $\delta D_{\text{пор}}$  та  $\delta \varphi_{\text{пор}}$  відповідно:

$$D_{\text{пор}} i = i \cdot \delta D_{\text{пор}}, \quad (7)$$

$$\varphi_{\text{пор}} i = i \cdot \delta \varphi_{\text{пор}}, \quad (8)$$

де  $i = 1, 2, \dots, n$  – номер кроці у операції локалізації комплексу коливань у сигналі.

На першому кроці ( $i = 1$ ) сформуємо із початкових послідовностей пові за правилом:

$$D_{\text{пор}}^*(k) = \begin{cases} D_k, & \text{якщо } D_k <= D_{\text{пор}} \\ \max_{k=1, N-K_{\text{вік}}+1} (D_k), & \text{якщо } D_k > D_{\text{пор}} \end{cases}, \quad (9)$$

$$\varphi_{\text{пор}}^*(k) = \begin{cases} \varphi_k, & \text{якщо } \varphi_k <= \varphi_{\text{пор}} \\ 180^\circ, & \text{якщо } \varphi_k > \varphi_{\text{пор}} \end{cases}, \quad (10)$$

$$k = \overline{1, N - K_{\text{вік}} + 1}$$

В результаті отримаємо послідовності, у яких збережені значення відстаней та кутів, менших за запропоновані пороги, а всі інші значення замінені на максимально можливі у даному експерименті. Для цих послідовностей шукаємо локальні мінімуми та обираємо серед них найменший, який більший за нуль:

$$D_{\text{позт}} = \min_{k=1, N-K_{\text{вік}}+1} (D_{\text{пор}}^*(k)) = D_{\text{пор}}^*(m) \text{ за умови } D_{\text{пор}}^*(m) > 0 \quad (11)$$

$$\varphi_{\text{позт}} = \min_{k=1, N-K_{\text{вік}}+1} (\varphi_{\text{пор}}^*(k)) = \varphi_{\text{пор}}^*(m) \text{ за умови } \varphi_{\text{пор}}^*(m) > 0 \quad (12)$$

Номер відліку  $m$ , який відповідає знайденому мінімальному члену послідовностей є номером вікна, ділянка сигналу у якому найбільш схожа на той комплекс коливань, що був виділений у базовому вікні. Мірою схожості виступає поріг, з яким формувалася послідовність за (9) та (10). Часове розташування віднайденого комплексу визначається як  $T_{\text{позт}} = m \cdot \Delta t$ .

Потім на другому ( $i = 2$ ) та наступних кроках величини порогів поступово підвищуються за (7) та (8) і отримуються нові послідовності  $D_{\text{пор}}^*(k)$  та  $\varphi_{\text{пор}}^*(k)$ . В них містяться як мінімуми, які вже оброблялися на попередніх кроках, так і нові мінімуми, які з'явилися через підвищення порогів. Чим більші значення порогів застосовуються, та, відповідно, чим більші мінімальні значення відстаней та кутів обираються за (11), (12), тим менш схожими на сигнал у базовому вікні спостереження є сигнали, які містяться у отриманих на кожному кроці віках.

## Результати експериментів

Метою чисельних експериментів була якісна локалізація часового положення кількох схожих елементів у тестовому сигналі ЕЕГ за допомогою аналізу відстаней та кутів між власними векторами матриці усереднених кореляцій сигналу у рухомому вікні спостереження. Було сгенеровано відліки двох шестишаральних сигналів: перший (Рис. 2) – суміш шуму з рівномірним розподілом амплітуд та чотирьох різних комплексів коливань; другий (Рис. 5) – суміш шуму з рівномірним розподілом амплітуд та двох одинакових пар комплексів коливань. Була поставлена задача показати можливість знаходження розташування комплексів коливань, схожих на вказані стрілками на рисунках.

Для цього було обрано базове вікно спостереження тривалістю 15 та 10 відліків відповідно, що починається з відліку 47 для сигналу на Рис. 2 та з відліку 10 для сигналу на Рис. 5. Обидва ці вікна містять явно виражені сплески. Вікно спостереження зсувалося у часі з кроком 1 відлік, та для кожного з таких вікон було отримано головні власні вектори матриці усереднених кореляцій. Результати розрахунків середньоквадратичних відстаней та кутів можуть бути відповідно:

З аналізу рисунків можна зробити висновок, що, як і передбачалося, у тих місцях, де сигнал схожий на той, що міститься у базовому вікні спостереження, і величини кутів, і середньоквадратичних відстаней суттєво менші, ніж в інших. Для сигналу з Рис. 2 були обрані порогові значення  $\Phi_{por} = 30^\circ$ ,  $D_{por} = 0.15$ ; для сигналу з рис. 5 –  $\Phi_{por} = 10^\circ$ ,  $D_{por} = 0.1$ .

По результатам аналізу Рис. 3; 4 можна зробити висновок, що комплекси коливань, найбільш схожих на коливання в межах від 47-го до 62-го відліку, знаходяться від 63-го до 78-го відліка. Для сигналу на рис. 5 комплекс коливань, найбільш схожий на коливання в межах від 10-го до 20-го відліку, знаходиться від 70-го до 80-го відліка.

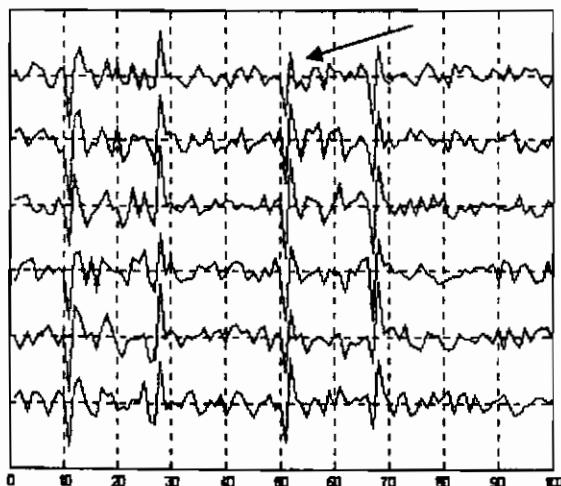


Рис. 2. Відліки першого тестового сигналу ЕЕГ

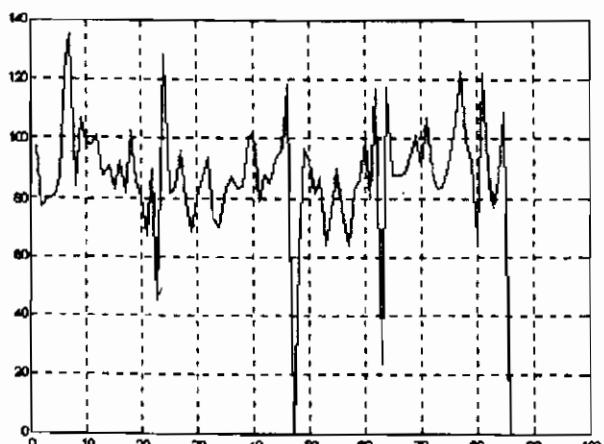


Рис. 3. Кути між головними векторами, сигнал з рис. 2, град

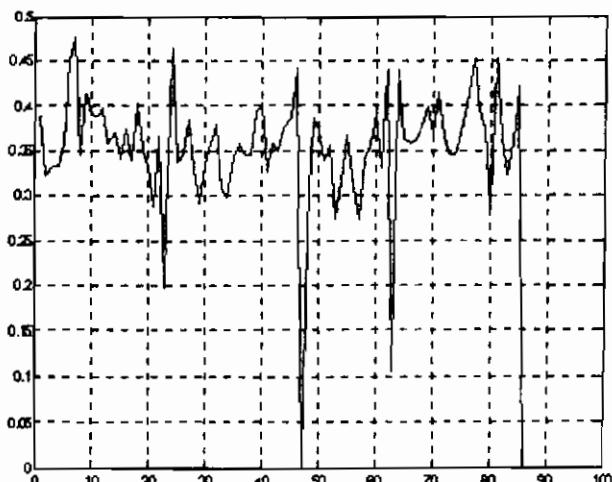


Рис. 4. Середньоквадратичні відстані між головними векторами, сигнал з рис. 2,  $B^2$

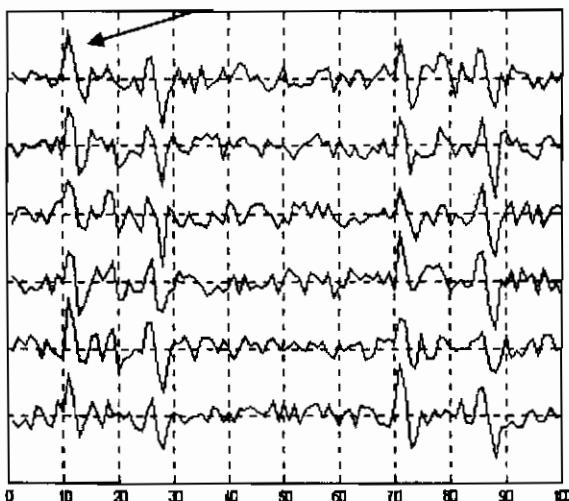


Рис. 5. Відліки другого тестового сигналу ЕЕГ

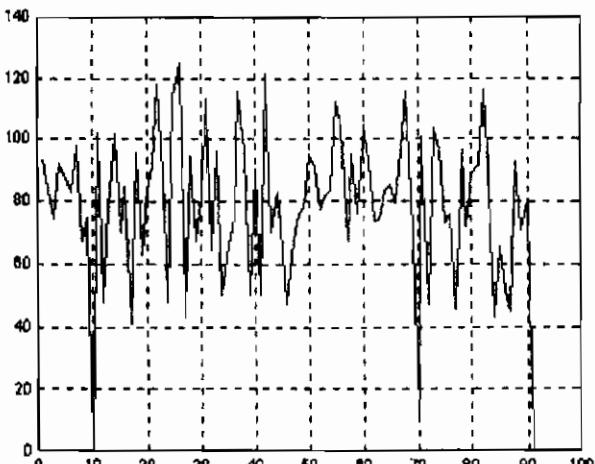
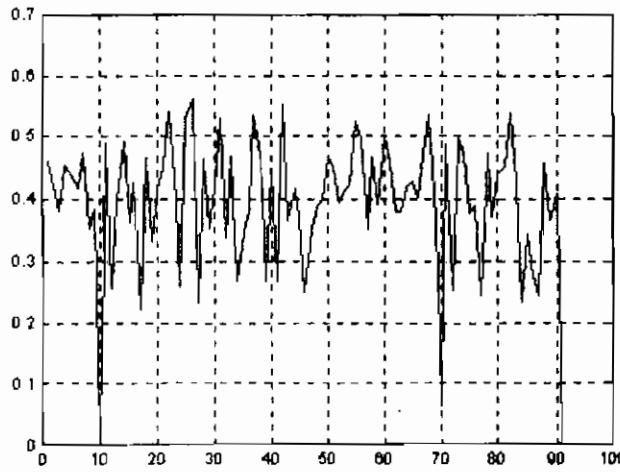


Рис. 6 – Кути між головними векторами, сигнал з рис. 5, град



**Рис. 7. Середньоквадратичні відстані між головними векторами, сигнал з рис. 5, В<sup>2</sup>**

## Висновки

Метод аналізу ЕЕГ за допомогою базисних векторів, отриманих із матриці усереднених кореляцій сигналу ЕЕГ у рухомому вікні спостереження, дає можливість визначення локалізації у часі графоелементів, які схожі на обраний дослідником. За результатами пропонованої процедури аналізу отримуються значення кутів та середньоквадратичних відстаней між головними власними векторами матриці усереднених кореляцій сигналу ЕЕГ. За їх величинами можна визначити знаходження елементів сигналу – комплексів коливань, які загалом схожі по

характеру та динаміці змін потенціалів на ділянку сигналу, що знаходиться у попередньо обраному базовому вікні спостереження. На відміну від інших методів, представлений метод однозначно вказує на часове місце знаходження комплексу.

Результати даної роботи можуть бути використані для задач диференціальної діагностики хвороб головного мозку людини та розрізнення функціональних стапів організму з більш докладним урахуванням поточої фонової активності мозку.

## Література

1. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). – Таганрог: Издательство ТРГУ, 1996. – 358 с.
2. Егорова И.С. Электроэнцефалография. – М.: Медицина, 1973. – 296 с.
3. Fesechko V.A. Eigenvector identification method for processing evoked potentials / «Информационные технологии и программно – аппаратные средства в медицине, биологии и экологии»: Материалы семинара; Киев, 26 – 30 января 1998 г. -- К.: Медиформ, 1998, с.45 – 52.
4. Фесечко В.А., Попов А.А. Адаптивный метод обработки электроэнцефалограмм // 7-й Международный молодежный форум «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке»: Сб. материалов форума; Харьков, 22 – 24 апреля 2003 г. – Харьков: ХНУРЭ, 2003, с. 249.
5. Ильин В.А., Позняк Э.Г. Линейная алгебра. – М: Наука, 1974. - 296 с.