

УДК 616.8

А.О. Попов, О.М. Канайкін,
О.В. Борисов, В.О. Фесечко

ІДЕНТИФІКАЦІЯ КОМПЛЕКСІВ КОЛІВАНЬ В ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМІ

Вступ

Одною з головних задач електроенцефалографії для потреб епілептології є визначення в електроенцефалограмі (ЕЕГ) наявності та часової локалізації патернів епілептиформної активності, яким надається діагностичне значення. Із патернів епілептиформної активності досить важоме діагностичне значення мають так звані комплекси: гостра хвиля—повільна хвиля та пік—повільна хвиля. Від своєчасного та достовірного виявлення наявності в сигналі ЕЕГ такого роду патологічних патернів залежить якість діагностики та лікування захворювань мозку [1], тому задача розробки методик, які покращать якість ідентифікації комплексів, не втрачає своєї актуальності.

Задача пошуку в ЕЕГ комплексів епілептиформних коливань розв'язується здебільшого за результатами візуального аналізу сигналу, під час якого кваліфікований лікар-електроенцефалографіст проглядає записи сигналу ЕЕГ та відшукує в ньому ділянки, схожі на шукані графоелементи.

Складність ідентифікації комплексів епілептиформної активності в ході візуального аналізу зумовлена такими факторами.

1. Значна інтра- та інтерсуб'єктивна варіабельність прояву ЕЕГ та зовнішнього вигляду комплексів епілептиформних коливань.

2. Залежність зовнішнього вигляду комплексів від внутрішніх факторів (фізіологічні параметри організму та мозку, зокрема, функціональний стан організму, сенсомоторна та ментальна активність, індивідуально-психологічні характеристики та психічний стан особи).

3. Залежність від факторів навколошнього середовища (температура, освітлення, звуковий фон).

4. Присутність у зареєстрованому сигналі ЕЕГ артефактів різного походження.

5. Збільшення кількості каналів реєстрації та тривалості записів ЕЕГ.

Нерелічені труднощі часто можуть призвести до незадовільних результатів візуального

аналізу ЕЕГ, що може стати на перешкоді коректній та вчасній діагностиці. Вони також ускладнюють автоматизацію цього процесу та виносять на перший план потребу в розробці нових методик автоматичної ідентифікації комплексів епілептиформної активності в сигналі ЕЕГ, що може допомогти лікарю в його роботі.

Існують кілька груп методів, які можуть бути покладені в основу побудови алгоритмів роботи систем ідентифікації [2], але жоден з цих методів остаточно не задовільняє потреб дослідників, тому існує необхідність продовження роботи щодо розробки нових шляхів пошуку комплексів епілептиформних коливань в ЕЕГ.

За свою суттю задачу, що розв'язує лікар-електроенцефалографіст, можна розглядати як задачу розпізнавання образів. Характерні властивості шуканого об'єкта – частини сигналу ЕЕГ, яка належить до класу комплексів епілептиформних коливань – неявно формулюються або вибираються заздалегідь у термінах амплітуди, тривалості і зовнішнього вигляду. В ході дослідження, спираючись на свої знання, інтуїцію та досвід, а також на додаткову наявну в нього інформацію щодо умов проведення реєстрації ЕЕГ та поточного стану пацієнта, лікар проводить розпізнавання – відшукує в сигналі образи коливань, які мають потрібні ознаки. В результаті оцінки вираженості ознак для кожного образу проводиться ідентифікація ділянки сигналу як такої, що належить до класу комплексів епілептиформних коливань.

Відомі три групи методів розпізнавання образів, які можуть бути покладені в основу алгоритмів автоматичної ідентифікації в електроенцефалографії [3]: статистичні методи, в яких класифікація базується на вимірюванні та перетворенні структури образу та залежить від параметрів розподілу ймовірностей ознак або властивостей образу; синтаксичні методи, в яких класифікація базується на описанні структури образу у вигляді взаємовідношень та зв'язків примітивів за допомогою формальних граматик; методи штучного інтелекту, в яких класифікація проводиться із застосуванням понять пошуку, представлення знань та навчання з використанням експертних систем, штучних нейронних мереж та процедур, які базуються на правилах.

Всі методи розпізнавання образів використовують у тому чи іншому вигляді поняття стапона – відображення, яке застосовується для порівняння з образом. До недоліків існуючих

еталонів можна віднести те, що фіксовані еталони не мають змоги описати варіації форми сигналу, а також можливість перетину класів у просторі ознак, властивостей або еталонів [4]. Тому виникає необхідність побудови адаптивного еталона, який може дати потенційно більш наближене до реальності описання образу. Використання такого типу еталонів у системах автоматичного розпізнавання образів комплексів епілептиформних коливань може привести до покращення якості ідентифікації таких комплексів у сигналі ЕЕГ. Зараз немає способу побудови еталонів, які задовільняли б потреби дослідників, і актуальна задача їх створення для використання в системах автоматичної ідентифікації комплексів епілептиформних коливань залишається не розв'язаною.

Постановка задачі

Метою даного дослідження є:

- 1) розробка методики побудови адаптивних еталонів для комплексів епілептиформних коливань в ЕЕГ;
- 2) розробка методики ідентифікації комплексів епілептиформних коливань в ЕЕГ з використанням адаптивного еталона;
- 3) експериментальне дослідження алгоритмів автоматичної ідентифікації комплексів епілептиформних коливань.

Підхід до побудови адаптивних еталонів для класу комплексів епілептиформних коливань

Визначимо еталон як геометричне тіло в просторі атрибутів образу, яке окреслює якимось чином межі значень атрибутів, визначаючи тим самим властивості образів даного класу [3, 5, 6]. У випадку адаптивного еталона для класу образів, еталон повинен враховувати в атрибуатах приналежність до даного класу та кож деформованих образів.

Для побудови адаптивного еталона необхідно розв'язати дві задачі. Першою є створення базового образу, типового або репрезентативного для даного класу епілептиформних коливань. Його атрибути будуть центром у просторі атрибутів образів, навколо якого будуть групуватися атрибути всіх деформованих образів цього класу. Для задачі ідентифікації комплексів епілептиформних коливань в ЕЕГ та-кий "узагальнений" комплекс повинен відображати превалюючий характер поводження

сигналу на ділянках, означених лікарем-експертом як комплекси, що належать до певного класу. Такий комплекс будемо надалі називати *родовим комплексом* епілептиформних коливань для певного класу комплексів.

Другою задачею є врахування в еталоні можливих спотворень родового комплексу, яких він може зазнавати в реальному сигналі ЕЕГ та які все ж не заперечують, на переконання лікаря-експерта, розгляд цього комплексу коливань як епілептиформного. Для задач автоматичної ідентифікації комплексів епілептиформних коливань в ЕЕГ пропонується за необхідні врахувати в еталоні такі можливі деформації по відношенню до родового комплексу класу:

- зміни тривалості комплексів;
- зміни амплітуд комплексів;
- зміни розміщення комплексів відносно ізоелектричної лінії відведення ЕЕГ;
- наявність тренду у відведенні ЕЕГ.

Побудова родового комплексу для класу епілептиформних коливань

Відомо [5], що одним із шляхів знаходження ознак образу є апроксимація цього образу деяким функціональним рядом. При цьому атрибутами будуть значення коефіцієнтів ряду, а ознаками — самі члени ряду. Існує багато шляхівображення функції рядом за системою лінійно незалежних (зокрема, ортогональних) функцій [7, 8]. У попередніх працях авторів [9, 10] було отримано спосіб побудови адаптивного ортогонального базису для сигналу ЕЕГ. Він складався з власних векторів матриці усереднених кореляцій сигналу ЕЕГ, отриманої в рухомому вікні спостереження. Було експериментально показано, що використання цього базису веде до підвищення інформативності отриманих у результаті аналізу параметрів та підвищення чутливості при виділенні елементів, необхідних досліднику. Зокрема, вказано на те, що превалюючі зміни в сигналі ЕЕГ відзеркалюються в поведінці головного власного вектора матриці. Використаємо цей факт для побудови родового комплексу класу комплексів епілептиформних коливань.

Нехай відома *матриця класу* M_L , складена з ділянок сигналу, що є, на думку лікаря-експерта, комплексами епілептиформних коливань, які належать до одного класу L :

$$M_L = \begin{bmatrix} x_{L_{11}} & x_{L_{12}} & \cdots & x_{L_{1n}} \\ x_{L_{21}} & x_{L_{22}} & \cdots & x_{L_{2n}} \\ \vdots & \cdots & \cdots & \vdots \\ x_{L_{m1}} & x_{L_{m2}} & \cdots & x_{L_{mn}} \end{bmatrix}, \quad (1)$$

де $x_{L_{ij}} = j$ -ий відлік i -го сигналу класу L , $i = \overline{1, m}$, $j = \overline{1, n}$.

Побудуємо для матриці класу (1) матрицю усереднених кореляцій

$$C_L = \begin{bmatrix} c_{L_{11}} & c_{L_{12}} & \cdots & c_{L_{1n}} \\ c_{L_{21}} & c_{L_{22}} & \cdots & c_{L_{2n}} \\ \vdots & \cdots & \cdots & \vdots \\ c_{L_{m1}} & c_{L_{m2}} & \cdots & c_{L_{mn}} \end{bmatrix} \quad (2)$$

з елементами

$$c_{L_{qr}} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_{L_{qi}} x_{L_{ri}},$$

де $q, r = \overline{1, n}$.

В результаті розв'язання характеристичного рівняння

$$\det(C_L - \lambda I) = 0, \quad (3)$$

де I — одинична матриця, отримаємо набір із n власних значень матриці (2) $\{\lambda_{L_i}\}$. З цього набору виберемо максимальне за модулем власне значення $\Lambda_L = \max_n |\lambda_{L_i}|$ та підставимо його в рівняння

$$C_L \eta_L = \Lambda_L \eta_L \quad (4)$$

для отримання головного власного вектора η_L матриці усереднених кореляцій (2):

$$\eta_L = [\eta_{L_1}, \eta_{L_2}, \dots, \eta_{L_n}]. \quad (5)$$

Показано [9], що цей власний вектор несе найбільшу інформацію про сигнали з матриці, для якої отримано матрицю (2), і проекції всіх сигналів — рядків матриці (2) на головний вектор є найбільшими, тобто кореляція між ним і сигналами є значною.

У випадку, що розглядається, матриця класу M_L (1), для якої отримано головний власний вектор, містить набір сигналів, віднес

них лікарем-експертом до одного класу. Оскільки головний вектор (5) наближено характеризує поведінку сигналів із матриці класу, то вважатимемо η_L родовим комплексом для класу комплексів епілептиформних коливань L .

Врахування в еталоні можливих деформацій родового комплексу

Для врахування в еталоні того факту, що до класу L , крім родового комплексу для класу епілептиформних комплексів коливань, можна віднести також і спотворені комплекси, введемо до еталона також параметри припустимих можливих спотворень родового комплексу.

Будемо розглядати родовий комплекс як дійсну функцію дискретного аргументу — номера елемента вектора:

$$\eta_L = [\eta_{L_1}, \eta_{L_2}, \dots, \eta_{L_n}] = \eta_L(i), \quad i = \overline{1, n}. \quad (6)$$

Якщо побудувати функцію вигляду

$$\eta_{L_s} = \eta_L(si) \quad (7)$$

для дійсного числа s , то при $s > 1$ функція η_{L_s} буде стиснутою за координатою, а при $s < 1$ — розтягнутою за координатою порівняно з η_L . Отже, задавши набір дійсних чисел $S = \{s_j\}$, які визначатимуть масштаби розтягу та стискання родового комплексу при координаті, можна ввести до еталона комплекси епілептиформних коливань, що відрізняються за тривалістю від родового комплексу.

Аналогічно, побудувавши функцію вигляду

$$\eta_{L_k} = k \eta_L(i), \quad (8)$$

отримаємо збільшення ($k > 1$) або зменшення ($k < 1$) величин відліків родового комплексу, тобто задавши множину припустимих коефіцієнтів $K = \{k_p\}$, можна врахувати в еталоні можливі в реальному сигналі ЕЕГ зміни амплітуд комплексів епілептиформних коливань.

Для врахування в еталоні зміни розміщення комплексів відносно ізоелектричної лінії відведення ЕЕГ та можливої наявності тренду у відведенні ЕЕГ будемо визначати ці явища як накладання родового комплексу коливань із деяким поліномом, який описує тренд:

$$\eta_{L_i} = P_L(i) + \eta_L(i) = b_0 + b_1 i + b_2 i^2 + \dots + b_m i^m + \\ + \eta_L(i) = \sum_m b_m i^m + \eta_L(i). \quad (9)$$

Всі можливі припустимі тренди можна описати функцією $P_L(i) = \sum_m b_m i^m$, вибравши необхідний степінь полінома. Підбором полінома в (9) можна включити до розгляду ті тренди, накладання яких на комплекси даного класу є, на думку лікаря, припустимими. Для описання поліномом вибраного степеня трендів для даного класу комплексів епілептиформних коливань необхідно задати m множин $B_1 = \{b_{l_1}\}, B_2 = \{b_{l_2}\}, B_3 = \{b_{l_3}\}, \dots, B_m = \{b_{l_m}\}$, кожна з яких містить значення, що їх можуть набути відповідні коефіцієнти полінома.

Отже, комплекси епілептиформних коливань у реальному сигналі ЕЕГ, які є припустимими, можливими спотвореннями родового комплексу коливань для даного класу, можна описати еталоном запропонованого вигляду, задавши множини масштабів розтягу та стиснення родового комплексу S , зміни амплітуд K та коефіцієнтів полінома, який описує тренд B_m .

Методика ідентифікації комплексів епілептиформних коливань в ЕЕГ

Ідентифікація комплексів даного класу епілептиформних коливань у сигналі ЕЕГ проводиться в кілька етапів.

1. На підготовчому етапі кваліфікований лікар-експерт формує матрицю класу (1). Вона може складатися з комплексів, які збережені в бібліотеці сигналів, з модельних комплексів або комплексів, отриманих у конкретного пацієнта. Кількість комплексів у матриці може бути довільною.

2. Для матриці класу обчислюється матриця усереднених кореляцій (2) і для даного класу отримується родовий комплекс епілептиформних коливань.

3. Виходячи з потреб поточного дослідження, лікар формує множини параметрів припустимих можливих спотворень родового комплексу даного класу епілептиформних комплексів коливань.

4. Поєднанням родового комплексу із створеними множинами параметрів його спотворень отримується еталон даного класу.

5. Обчислюються значення міри близькості сигналу ЕЕГ до еталона. Чим більша близькість, тим більшою є ймовірність того, що автоматична ідентифікація проведена вірно і ділянка сигналу містить комплекс епілептиформних коливань, який належить до даного класу.

6. Застосовуючи різні значення порогів для міри близькості, лікар може вибирати прийнятне для потреб поточного дослідження значення схожості.

7. За результатами дослідження можна проводити коригування параметрів автоматичної ідентифікації: зміну кількості комплексів у матриці класу з подальшим повторним отриманням родового комплексу або коригування параметрів можливих припустимих спотворень родового комплексу.

Експериментальне дослідження алгоритмів автоматичної ідентифікації комплексів епілептиформної активності

Експериментальний зразок автоматичної системи ідентифікації був реалізований на базі персонального комп'ютера, а алгоритм автоматичної ідентифікації комплексів епілептиформної активності написаний мовою технічних обчислень MatLAB. Задачею експериментальних досліджень було перевірити якість ідентифікації комплексів епілептиформних коливань при використанні еталона запропонованого вигляду. У більшості праць, присвячених питанням автоматичного детектування епілептиформних коливань, для охарактеризування якості роботи алгоритмів детектування використовуються параметри, запропоновані в [11]. Із них як параметри, за якими оцінювалася спроможність алгоритму вірно ідентифікувати комплекси, були вибрані:

• кількість вірних позитивних (ВП) детектувань, коли автоматична система вірно ідентифікує комплекс;

• кількість невірних позитивних (НП) детектувань, коли система ідентифікує наявність комплексу там, де його не знаходить лікар-експерт.

Експеримент із штучним сигналом електроенцефалограмами

На першому етапі експериментальних досліджень аналізувався штучний тестовий сигнал ЕЕГ, який був сформований таким чином.

Спочатку з реального сигналу ЕЕГ кваліфікований лікар-експерт виділив ділянку, що містила комплекс епілептиформної активності. Надалі цей комплекс використовувався як базовий. На його основі було сформовано множину умовно-спотворених комплексів, а саме: подовжених та стиснутих за тривалістю, збільшених та зменшених за амплітудою, піднятих та знижених відносно ізолінії з врахуванням тренду. Їх було вбудовано в сигнал, що містив шумову складову з нормальнюю густину розподілу ймовірності (рис. 1, 4, 7). Для кількісної оцінки тестового сигналу ЕЕГ, що пред'являється для автоматичної ідентифікації, використовувалося відношення потужності сигналу до потужності шуму. Сигналом в експерименті вважалися умовно-спотворені комплекси, отримані на основі базового, а шумом – суміш тренду та гауссівського шуму.

Проводилося порівняння роботи алгоритмів пошуку комплексів епілептиформної активності в тестовому сигналі ЕЕГ, а саме зіставлялися два алгоритми – за допомогою коефіцієнта кореляції та з використанням методу порівняння із створеним для дослідження еталоном.

У результаті було отримано коефіцієнти, що відображають ступінь схожості ділянок сигналу ЕЕГ на базовий комплекс, як функцію відліків сигналу. Для різних відношень сигнал/шум (ВСШ) було побудовано графічні залежності відносних кількостей ВП та НП як функцій величини порогу для коефіцієнтів. Експеримент припинявся, коли кількість невірних позитивних сягала чверті від кількості вірних позитивно ідентифікованих комплексів.

Для сигналів з відношенням сигнал/шум 4, 4, 2, 9, 1, 4 відповідно на рис. 1, 4 і 7 наведено зовнішній вигляд тестових сигналів, на рис. 2, 5, 8 – залежність відносної кількості P вірних позитивних (позначені кружками) та невірних позитивних (позначені квадратами) у відсотках від величини порогу Tr для кореляційного методу, а на рис. 3, 6, 9 – для методу порівняння з еталоном.

На рис. 11 наведені залежності абсолютної (права вісь) та відносної (ліва вісь) кількості ВП та НП (позначення такі самі) від величини порогу для методу порівняння з еталоном для випадку аналізу реального сигналу ЕЕГ.

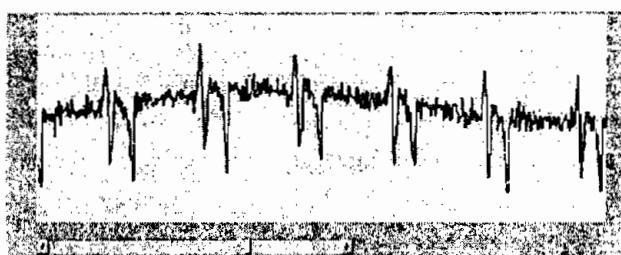


Рис. 1. Ділянка сигналу з відношенням сигнал/шум 4,4

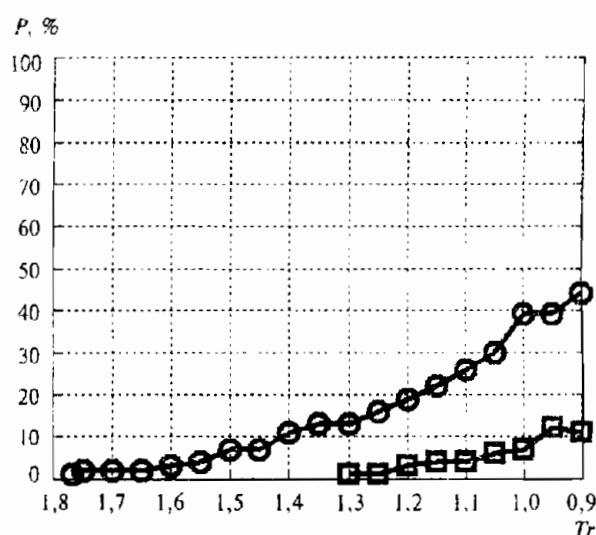


Рис. 2. Відносна кількість P ВП (○) та НП (□) у відсотках для кореляційного методу (ВСШ = 4,4) залежно від величини порогу Tr

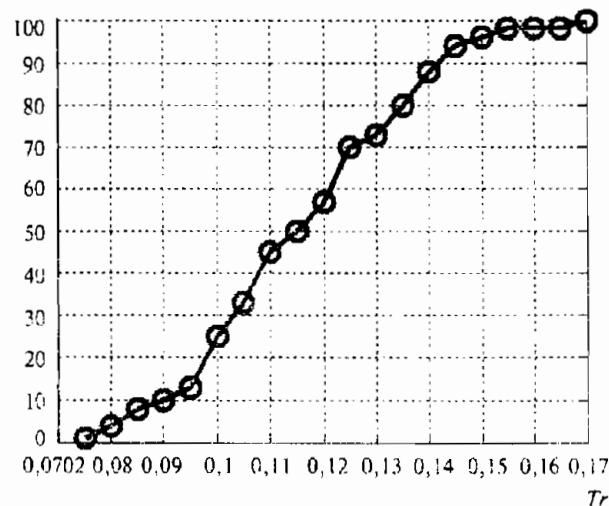


Рис. 3. Відносна кількість P ВП для методу порівняння з еталоном (ВСШ = 4,4) залежно від величини порогу Tr

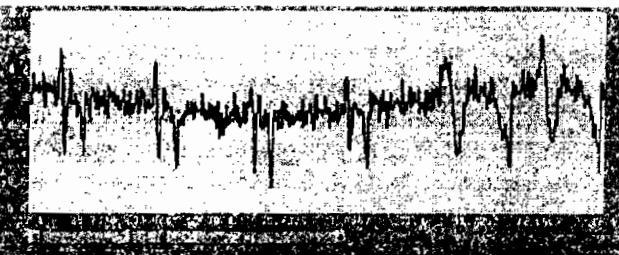


Рис. 4. Ділянка сигналу з відношенням сигнал/шум 2,9

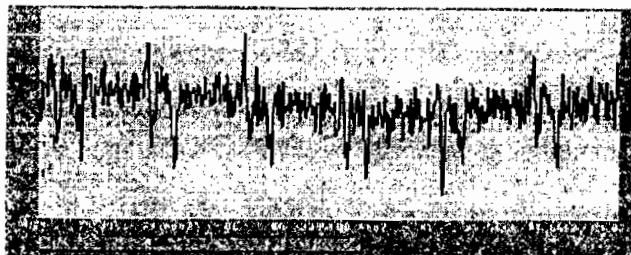
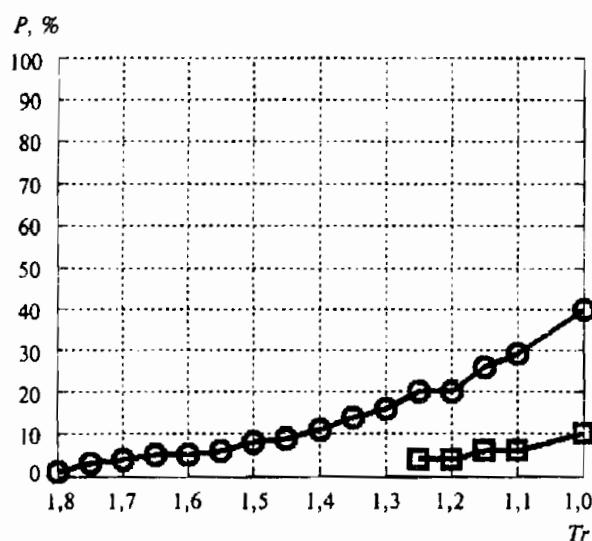
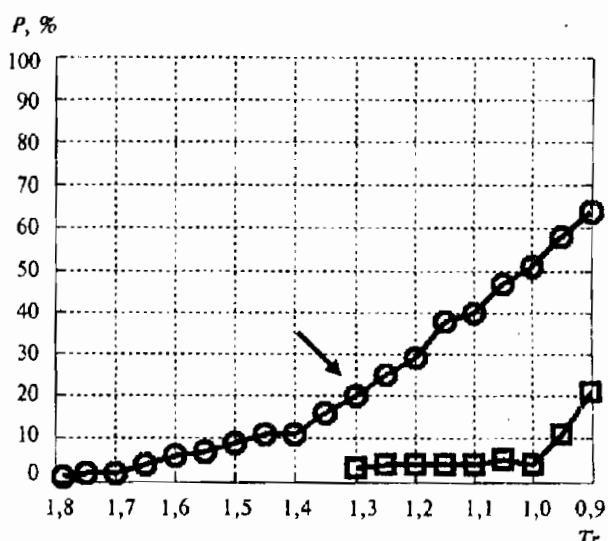
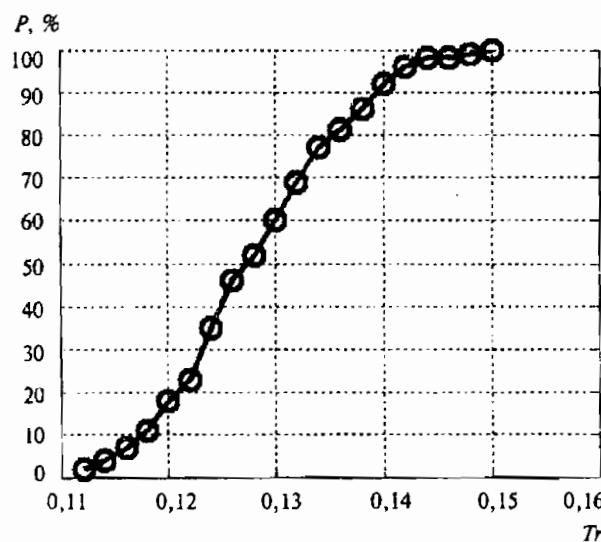
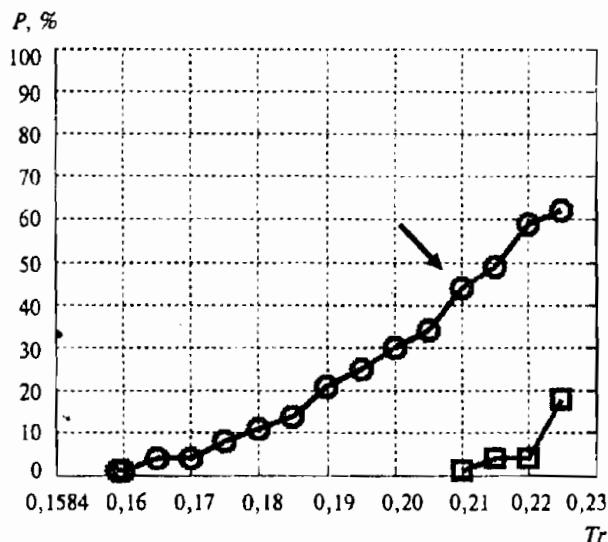


Рис. 7. Ділянка сигналу з відношенням сигнал/шум 1,4

Рис. 5. Відносна кількість P ВП (○) та НП (□) у відсотках для кореляційного методу ($BCS = 2,9$) залежно від величини порогу Tr Рис. 8. Відносна кількість P ВП (○) та НП (□) у відсотках для кореляційного методу ($BCS = 1,4$) залежно від величини порогу Tr Рис. 6. Відносна кількість P ВП для методу порівняння з еталоном ($BCS = 2,9$) залежно від величини порогу Tr Рис. 9. Відносна кількість P ВП (○) та НП (□) у відсотках методу порівняння з еталоном ($BCS = 1,4$) залежно від величини порогу Tr

З аналізу графіків для тестового сигналу ЕЕГ видно, що навіть за високого відношення сигнал/шум (4,4, 2,9) кореляційним методом неможливо вірно ідентифікувати всі комплекси епілептиформних коливань при спотворенні їх зовнішнього вигляду та за наявності тренду. У той же час використання еталона, побудованого за запропонованою методикою, дає змогу знайти всі комплекси. Для відношення сигнал/шум, яке може вважатися малим (1,4, рис. 7), обидва методи не здатні ідентифікувати сто відсотків комплексів; рівень ВП становив приблизно 60 % для обох методів. Але варто зауважити, що перша поява невірних позитивних при аналізі за допомогою еталона з'являється, коли вірно позитивно ідентифікованими вже є 45 % комплексів, в той час як у кореляційному методі — вже лише при 20 % ВП (рис. 8, 9, помічено стрілками). До того ж, візуальний аналіз сигналу на рис. 7 дозволяє стверджувати, що верифікація лікарем-експертом висновку, зробленого автоматичною системою щодо ідентифікації комплексу в такому сигналі, є складною, і сигнали такого зовнішнього вигляду або вилучаються при аналізі ЕЕГ у клінічних дослідженнях, або попередньо піддаються знешумленню.

Експеримент із реальним сигналом електроенцефалограми

На другому етапі експериментів досліджувалася робота алгоритму з виявлення епілептиформних комплексів коливань у реальному сигналі ЕЕГ. Ця частина експериментальних досліджень проводилася на базі відділення функціональної діагностики Інституту нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова з використанням для зняття ЕЕГ комп’ютерного електроенцефалографа з частотою дискретизації 256 Гц, та схемою відведення з фізичним референтним електродом.

Для експериментального виявлення комплексів у реальному ЕЕГ-сигналі було вибрано відведення Т3 електроенцефалограми хворого на епілепсію з лівобічними центрально-темпоральними спайками. Тривалість запису, вибраного для аналізу, становила 510 с. Кількість фізіологічних артефактів в аналізованому сигналі відповідає середній кількості для такого роду досліджень.

Запропонований для досліду сигнал був візуально проаналізований лікарем-експертом, і в ньому було виявлено 28 графоелементів, схожих на епілептиформні комплекси коливань. Із них: 18 чітких комплексів, що мають

велику діагностичну значущість, 4 деформованих комплекси, які мають діагностичну значущість, три низькоамплітудних комплекси, які мають допоміжну діагностичну значущість, 2 артефакти, схожих на чіткі комплекси, та 1 артефакт, схожий на деформований комплекс. Таким чином, від автоматичної системи вимагається обов’язково знайти 24 епілептиформні графоелементи і, крім того, бажано ще чотири.

Відповідно до наведеного раніше алгоритму, в сигналі лікарем було вибрано три характерні комплекси високої амплітуди (рис. 10), з яких сформовано матрицю класу M_L , після чого отримано родовий комплекс для обраного класу, сформовано множини параметрів його можливих спотворень і в результаті створено еталон даного класу для подальшого пошуку схожих комплексів. Далі була проведена ідентифікація комплексів у сигналі ЕЕГ методом порівняння з еталоном.

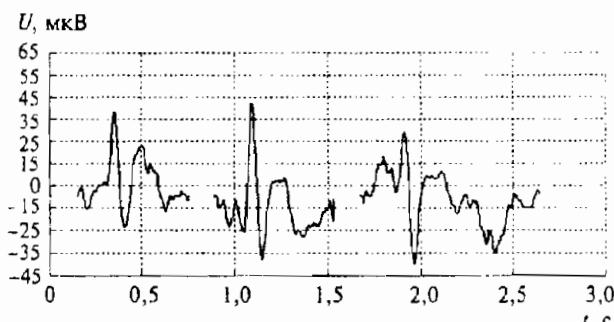


Рис. 10. Комpleksy, вибрані лікарем для побудови матриці класу

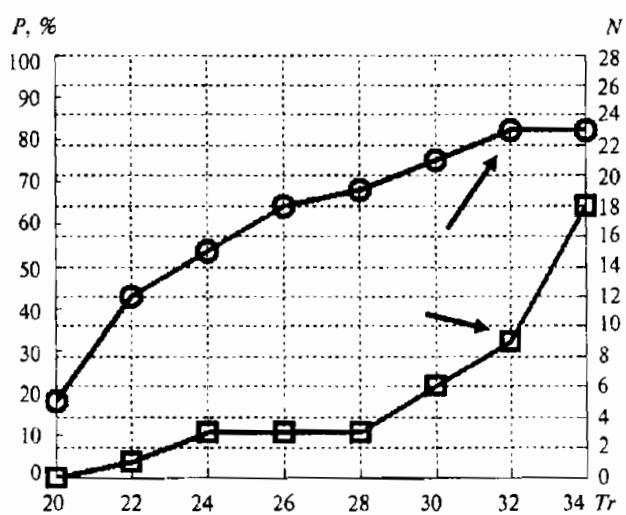


Рис.11. Відносна кількість P (ліва вісь) та абсолютна кількість N ВП (○) та НП (□) у відсотках методу порівняння з еталоном для реального сигналу ЕЕГ залежно від величини порогу Tr

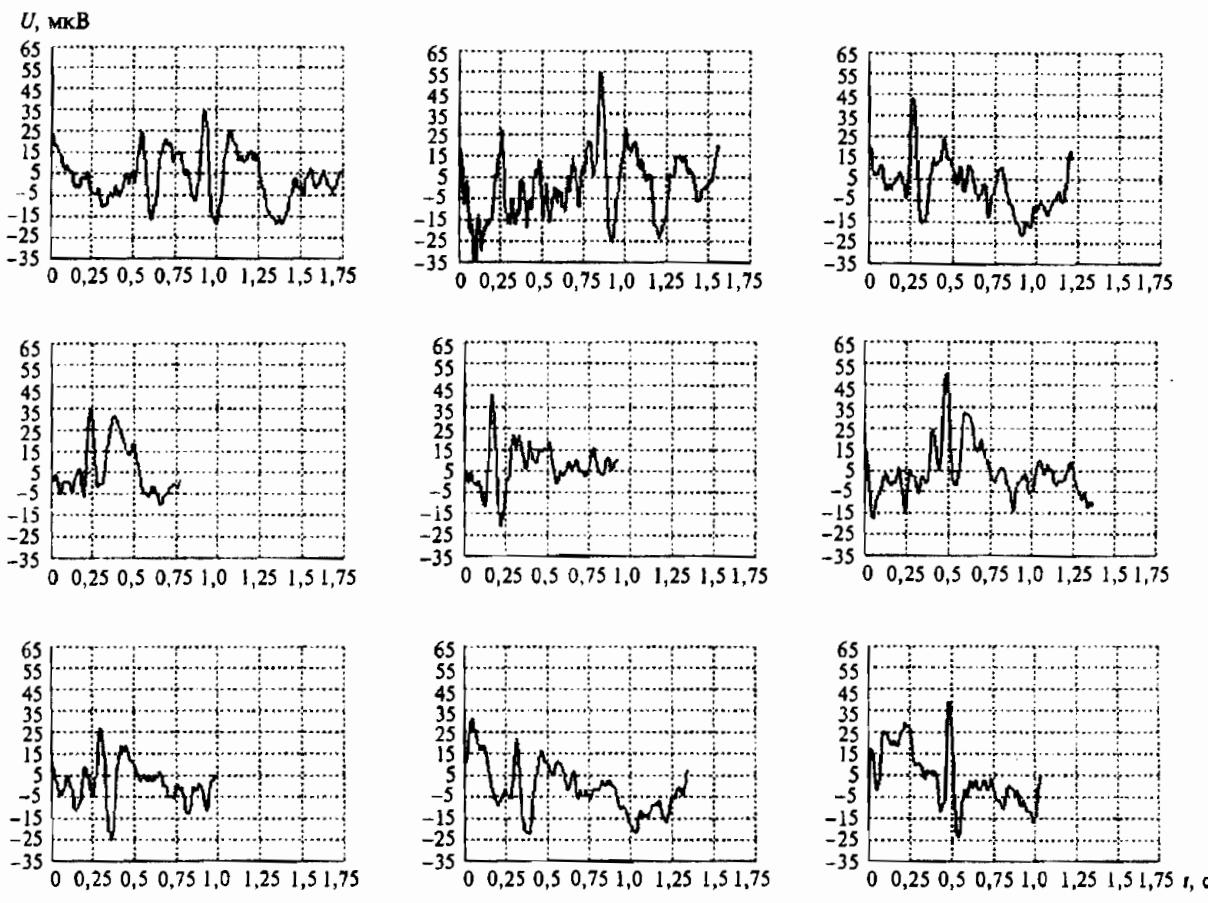


Рис. 12. Приклади комплексів, вірно ідентифікованих автоматичною системою

На рис. 12 наведені приклади комплексів, вірно ідентифікованих системою в реальному сигналі ЕЕГ.

Для реального сигналу ЕЕГ перший НП з'являється при 12 ВП комплексах. Із зниженням порогу кількість ВП збільшується швидше, ніж НП. Всього з 24 комплексів, які система повинна була знайти обов'язково, було ідентифіковано 23 комплекси при дев'яти НП (на рис. 11 показано стрілкою). При наступному зниженні порогу кількість ВП не збільшується, а кількість НП – зростає вдвічі (до 18). Не було знайдено жодного низькоамплітудного комплексу та артефакту, схожого на справжній деформований комплекс.

Ідентифікація низькоамплітудних комплексів не передбачалася, тому параметри можливих деформацій родового комплексу для них не підбиралися і в еталоні їх відображене не було. Отже, за допомогою запропонованого алгоритму знайдено більшість діагностично значущих графоелементів з помірною кількістю невірно позитивно ідентифікованих комплексів. Досить

суттєву кількість НП можна пояснити недостатньо ретельним підбором коефіцієнтів для побудови еталона. Усуненню цього недоліку та підвищенню рівня ВП буде присвячена низка подальших досліджень авторів.

Висновки

Запропонована методика побудови адаптивного еталона для класу комплексів епілептиформних коливань в ЕЕГ дає змогу врахувати при ідентифікації можливі деформації комплексів. Використання запропонованого еталона дає можливість лікарю-експерту варіювати як родовий комплекс, так і параметри його можливих припустимих спотворень залежно від потреб поточного дослідження, що робить запропоновану процедуру ідентифікації комплексів епілептиформних коливань адаптивною як до пацієнта, так і до лікаря. Результати експерименту підтверджують підвищення якості ідентифікації реальних комплексів у тестовому сигналі ЕЕГ при використанні еталона, побудованого за запропонованою методикою, по-

рівнянно з кореляційним методом, що виражається у високому рівні вірних позитивних детекувань для сигналу ЕЕГ, придатного до візуального аналізу.

Результати ідентифікації епілептиформних комплексів коливань у реальному сигналі ЕЕГ показали здатність до ідентифікації комплексів, для яких було створено еталон за запропонованою методикою, з помірним рівнем невірно позитивно ідентифікованих комплексів.

А.А. Попов, А.М. Канайкин, А.В. Борисов,
В.А. Фесечко

ІДЕНТИФІКАЦІЯ КОМПЛЕКСІВ КОЛЕБАНЬ В ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАММЕ

Разроботана методика построения адаптивного эталона для класса эпилептиформных колебаний с использованием главного собственного вектора матрицы усредненных корреляций для класса колебаний и множеств параметров его возможных допустимых искажений. Предложена методика временной локализации комплексов эпилептиформных колебаний на основе сравнения с эталоном, которая была положена в основу алгоритма работы экспериментального образца системы автоматической идентификации комплексов в электроэнцефалограмме.

Результати роботи планується використовувати в подальших дослідженнях методик автоматизації аналізу електроенцефалограм та впроваджувати їх в клінічну практику.

* * *

Автори дякують за допомогу в роботі з апаратурою реєстрації сигналу ЕЕГ доктору Алоїсу Шльоглю [12].

A.O. Popov, A.M. Kanaykin, O.V. Borysov,
V.O. Fesechko

IDENTIFICATION COMPLEXES OF OSCILLATION IN ELECTROENCEPHALOGRAPH

The methodology for constructing the adaptive template for the class of epileptiform oscillations using the main eigenvector of averaged correlation's matrix of the class of oscillations along with the sets of its possible acceptable distortions is developed. The technique for time localization of the epileptiform oscillation's complexes on the basis of template matching is proposed. It was taken as the principle for the algorithm of experimental automated system of complexes' identification in the electroencephalogram.

1. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография с элементами эпилептологии. -- Таганрог: Изд-во ТРТУ, 1996. -- 358 с.
2. Попов А.О. Методики комп'ютеризованої локалізації комплексів епілептиформної активності в електроенцефалограмі // Електроніка і свяйз. -- 2005. -- № 25. -- С. 42–49.
3. Ciaccio E.J., Dunn S.M., Akay M. Biosignal pattern recognition and interpretation systems. I. Fundamental concepts // IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. -- 1993. -- 12, N 3. -- P. 89–95.
4. Ciaccio E.J., Dunn S.M., Akay M. Biosignal pattern recognition and interpretation systems. 4. Review of applications // Ibid. -- 1994. -- 13, N 2. -- P. 269–273; 283.
5. Опознання образів / Пол. ред. І.Т. Трубовича. -- М.: Наука, 1968. -- 228 с.
6. Ту Дж., Гонсалес Р. Принципы распознавания образов. -- М.: Мир, 1978. -- 412 с.
7. Воробьев Н.Н. Теория рядов. -- М.: Наука, 1979. -- 408 с.
8. Кузнецов Д.С. Специальные функции. -- М.: Выш. шк., 1965. -- 272 с.
9. 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.
10. Фесечко В.А., Попов А.О., Гутаревич В.В. Новий адаптивний метод обробки електроенцефалограм // Наукові вісті НТУУ "КПІ". -- 2004. -- № 4. -- С. 34–39.
11. Tarassenko L., Khan Y.U., Holt M.R.G. Identification of inter-ictal spikes in the EEG using neural network analysis // IEE Proceedings on science, measurements and technology. -- 1998. -- 145, N 6. -- P. 270–278.
12. Schloegl A. "BIOSIG – an open source software library for biomedical signal processing", available online: <http://biosig.sf.net>. 2003–2005.