



НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ НАУК УКРАЇНИ  
ВІДДІЛЕННЯ ФІЗИКО-ТЕХНІЧНИХ ПРОБЛЕМ ЕНЕРГЕТИКИ

# ТЕХНІЧНА ЕЛЕКТРОДИНАМІКА

ТЕМАТИЧНИЙ ВИПУСК

*ПРОБЛЕМИ СУЧАСНОЇ ЕЛЕКТРОТЕХНІКИ*

Частина 1

Київ — 2006

# ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ ВИСОКОГО РОЗРІЗНЕННЯ У МЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ

В.О. Фесечко, Н.Г. Іванушкіна, Є.С. Карплюк, А.О. Попов, Луай Афана

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»  
пр. Перемоги, 37, Київ-56, 03056, Україна  
тел. +38(044) 454-9909, e-mail: fesechko@i.com.ua

*Annotation – The mathematical background of the method utilizing biomedical data's covariance matrix' eigenvectors is considered, and the need for signal registering with high resolution is emphasized. Practical applications of the proposed method for advanced signal processing purposes in electrocardiology, electroencephalography and glucometry are presented.*

*Key words – covariance, eigenspaces, high resolution, biomedical signal processing.*

## ВСТУП

Сучасна медицина використовує найновіші досягнення електроніки, а нові можливості електроніки дозволяють вирішувати складні проблеми медицини. Розвиток медичної електроніки йде у двох головних напрямках: розробки функціонально нових приладів та систем і створення нових інформаційних технологій для одержання більш достовірних даних, що характеризують функціональний стан людини [1].

Достовірність та швидкість встановлення діагнозу, контроль результатів лікування залежать від досвіду і знань клініциста, але також в значній мірі від ефективності і точності вимірювання та інформаційної обробки діагностичних даних. Відомо [1][2], наприклад, що сучасні системи електрокардіографії через застосування стандартних методів фільтрації не придатні для виявлення вагомих складових електрокардіограми (ЕКГ) для діагностики ряду патологій, зокрема пізніх потенціалів серця і ранньої діагностики тахіаритмій. Тільки застосування високоточної обробки сигналів ЕКГ і спеціальних алгоритмів ідентифікації дозволяє вирішувати цю проблему. Аналогічні приклади також відомі в електроенцефалографії, а також при лабораторних та неінвазивних дослідженнях крові, пов'язаних з лікуванням при цукровому діабеті чи ранньою діагностикою онкозахворювань.

Електричні сигнали, що супроводжують різні біоелектричні процеси в організмі людини, мають детермінований і стохастичний характер, але як у першому, так і в другому випадку вони відображають роботу різних фізіологічних систем і можуть використовуватися з метою діагностики чи моніторингу хвороб.

Зовнішні завади і шум давачів та електричних перетворювачів деформують реальні сигнали і створюють додаткові проблеми в обробці біомедичних сигналів. В цих випадках відношення сигнал/шум зазвичай значно менше одиниці. Використання узгодженої фільтрації не дає оптимальних умов для точних вимірювань і вносить похибки в кількісні оцінки і діагностику.

Головна ідея використання технологій високого розрізнення полягає в тому, щоб обробку біомедичних сигналів виконувати повністю

цифровими методами, без будь-яких засобів аналогової фільтрації та підсилення, з використанням високорозрядних аналогово-цифрових перетворювачів (АЦПВР), тобто технології високого розрізнення. Сучасні АЦПВР мають до 28 двійкових розрядів і дозволяють одержувати величину молодшого розряду і відповідну похибку квантування 0.1÷1 нВ. Подальші цифрові обчислювальні методи мають значні переваги в порівнянні з аналоговими і дозволяють використовувати потужні математичні алгоритми обробки та перетворення сигналів. Але реально, як показав наш досвід та досвід інших авторів, якіні результати нової технології можуть бути досягнуті лише при комплексному вирішенні багатьох питань.

Перш за все, збільшення розрізнення супроводжується зменшенням швидкості АЦП і, відповідно, частоти дискретизації сигналу. Крім того, сучасна цифрова обробка сигналів використовує цифрову фільтрацію і матричні перетворення. Ефективні фільтри можуть мати порядок до 500-го, і вимагати збереження в пам'яті стількох же вибірок сигналу. Деякі алгоритми обробки сигналів потребують визначення власних векторів коваріаційних матриць, що робить практично неможливою обробку сигналів в реальному часі.

В той же час технологія високого розрізнення вже зараз використовується у неінвазивній пульсовій оксиметрії і дає похибку вимірювання оксигемоглобіну 2%, що краща ніж у лабораторних інвазивних вимірюваннях.

Нижче представлено математичні засади та приклади застосування інформаційних технологій високого розрізнення для обробки електрокардіограм та електроенцефалограм, а також неінвазивного вимірювання рівня глюкози в крові.

## МЕТОД ВЛАСНИХ ПІДПРОСТОРІВ

Процедура аналізу біомедичних сигналів починається зі складання ансамблю сигналів із декількох реалізацій у різний час спостереження

$$\begin{aligned} E_1 &= e_{11}, e_{12}, \dots, e_{1n} \\ E_2 &= e_{21}, e_{22}, \dots, e_{2n} \\ &\vdots \\ E_m &= e_{m1}, e_{m2}, \dots, e_{mn} \end{aligned} \quad (1)$$

де  $E_1, E_2, \dots, E_m$  - ансамбль реалізацій сигналів;  $e_{mj} (j=1, 2, \dots, n)$  - дискретні значення реалізації.

Для складеного ансамблю обчислюється коваріаційна матриця  $C$ , де кожен її елемент дорівнює добутку вибіркових ординат

$$C_{qr} = \sum_{p=1}^n (e_{pq} - \bar{e}_p)(e_{pr} - \bar{e}_p), \quad (2)$$

де  $q=1, 2, \dots, n; r=1, 2, \dots, n$ .

Власні значення  $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_n$  знаходяться як корені характеристичного рівняння коваріаційної матриці  $C$ , а власні вектори  $V_1, V_2, \dots, V_n$ , що представляють ортонормований базис ансамблю біосигналів, визначаються із системи лінійних алгебраїчних рівнянь

$$CV = \lambda V. \quad (3)$$

Поділ перетвореного простору здійснюється на основі представлення матриці коваріацій  $C$  як суми розкладів у підпросторі сигналу і підпросторі шуму

$$C = \sum_{i=1}^s \lambda_i V_i V_i^T + \sum_{i=s+1}^n \sigma_i V_i V_i^T. \quad (4)$$

У перетвореному базисі головні власні вектори  $V_1, V_2, \dots, V_s$  складають підпростір сигналу з їхніми власними значеннями  $\lambda_i$ . Інші ж власні вектори  $V_{s+1}, \dots, V_n$  складають підпростір шуму, і їм відповідають власні значення  $\sigma_i$ .

Поділ повного простору власних векторів на підпростори сигналу і шуму виконується на основі вибору найбільш вагомих власних значень після процесу сортування, при цьому найбільшим власним значенням відповідають головні власні вектори. Визначення коефіцієнтів розкладу в координатному базисі головних власних векторів виконується у вигляді скалярних добутків сигналів  $E_i$  на головні координатні осі  $V_1, V_2, \dots, V_s$

$$b_{ij} = (E_i \cdot V_j) = \sum_{k=1}^s E_{ik} \cdot V_{jk}. \quad (5)$$

Отримані в такий спосіб проекції сигналів у базисі головних власних векторів містять основну інформацію про біомедичні сигнали.

## ЗАСТОСУВАННЯ В КАРДІОЛОГІЇ

В кардіології у клінічній практиці для неінвазивної реєстрації й аналізу тонких механізмів електричної активності серця застосовується метод електрокардіографії високого розрізнення (ЕКГ ВР)[1],[2]. Метод ЕКГ ВР ґрунтуються на використанні досконалих технічних засобів та цифрової обробки даних, що дозволяє виявити низькоамплітудні потенціали (до 20 мікровольт), які можуть знаходитись в будь-якій частині серцевого циклу і не реєструватися на звичайній ЕКГ[3].

Перспективним напрямком розвитку ЕКГ ВР є дослідження низькоамплітудних пізніх потенціалів передсердь (ППП), які виникають наприкінці зубця  $P$  чи протягом ізоелектричної частини інтервалу  $PQ$ . Вважається, що ППП свідчать про наявність уповільненої деполяризації передсердь і є провісниками передсердних тахіаритмій, що розвиваються за механізмом "ріентрі" ("re-entry").

Термін "ріентрі" описує патологічний прояв електричної активності серця на основі виникнення у визначеній зоні міокарда односпрямованої блокади і повторного входу хвилі збудження [2]. Експериментальні дані підтверджують, що ключовим моментом для формування кола "ріентрі" є уповільнене проведення потенціалу дії (ПД), а основними факторами, що викликають уповільнене проведення, є анізотропія міокарда передсердь (ділянки фіброзної тканини) та анатомічні перешкоди (постінфарктні рубці).

Однак, при виявленні ППП необхідно враховувати електрофізіологічні особливості прояву передсердної активності, а саме: значне зменшення амплітуди ППП у порівнянні з пізніми потенціалами шлуночків (ППШ), а також збіг часових і частотних діапазонів ППП із потенціалами пучка Гіса [4].

Таким чином, основними напрямками розвитку методів і засобів системи ЕКГ ВР для неінвазивного виявлення ППП є розширення динамічного діапазону характеристик технічних засобів і удосконалення методів обробки електрокардіосигналів. При цьому, особливий інтерес становить дослідження можливостей нових координатних базисів для аналізу ЕКГ [5].

Для виявлення ППП при аналізі ЕКГ пропонується використовувати базис власних векторів, що забезпечує мінімальну похибку апроксимації, а також високі характеристики роздільної здатності та оцінювання частоти навіть при низьких відношеннях сигнал/шум у порівнянні з класичними методами [4],[5].

Особливістю розробленого методу аналізу ЕКГ для виявлення ППП на основі розвитку методу власних підпросторів є поділ отриманого в результаті перетворення простору на підпростір сигналу і підпростір шуму, а потім знаходження в кожному з них додаткових діагностичних ознак.

Для діагностики в системі ЕКГ ВР розроблено алгоритми розпізнавання образів ППП на основі технології побудови власних підпросторів класів електрокардіосигналів. У перетвореному підпросторі сигналу як нові ознаки образів ППП у складі ЕКГ вибираються квадрати проекцій електрокардіосигналів на власні вектори. Зниження розмірності підпростору виконується за допомогою вибору головних власних векторів, що несуть основну інформацію щодо ЕКГ сигналу

$$H_k = \sum_{j=1}^n \langle E_i, V_{jk} \rangle^2 = \sum_{j=1}^n b_{ijk}^2. \quad (6)$$

При розпізнаванні образів ППП використовуються екстремальні властивості обчислені за формулою (6) сумарних проекцій сигналів: при розкладанні в базисі головних власних векторів свого класу вони максимальні.

Уведення функцій з власними векторами підпростору шуму

$$P_{EV}(f) = \frac{1}{e^T(f) \left( \sum_{k=s+1}^n \frac{1}{\lambda_k} V_k V_k^T \right) e(f)} \quad (7)$$

дозволяє оцінити низькоамплітудні спектральні складові ЕКГ і виявити переваги ВЧ компонент при появі пізніх потенціалів передсердь.

Розроблений метод власних підпросторів пропонується покласти в основу побудови алгоритмічного забезпечення системи ЕКГ ВР для виявлення низькоамплітудних ППП. Зі застосуванням базису власних векторів з'являється можливість настроїтися на тонкі індивідуальні особливості електричної активності серця пацієнта. Внаслідок цього, при відновленні ЕКГ виконується раціональний вибір кількості діагностичних ознак ППП - коефіцієнтів розкладу в підпросторі головних власних векторів, а також підвищується роздільна здатність спектрального оцінювання електрокардіосигналів із ППП у підпросторі шуму.

Розроблений експериментальний зразок системи високого розрізnenня відповідає міжнародним вимогам до систем ЕКГ ВР. При побудові системи ЕКГ ВР використані сучасні технології аналого-цифрового перетворення на основі багаторозрядного сігма-дельта АЦП. Крім того, застосування обраного 24-розрядного АЦП з роздільною здатністю за рівнем 1нВ і з частотою дискретизації 800 Гц дає можливість розширити діапазон досліджуваних сигналів ЕКГ.

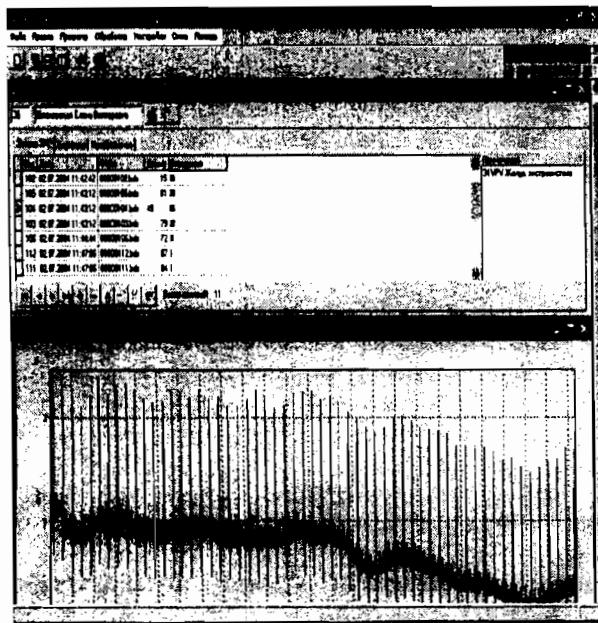


Рис. 1. Результати клінічних досліджень експериментального зразку системи ЕКГ ВР: зареєстрований початковий електрокардіосигнал

Попередня обробка ЕКГ полягає в усуненні трендів сигналів, фільтрації від мережної завади і синхронізації по *P* чи *R*-зубцям з наступним розподілом зареєстрованої ЕКГ на кардіоциклі (рис.2). При цьому характерні частоти смуг пропускання при фільтрації мають значення 0.01 Гц, 33 Гц, 50 Гц та 250 Гц. Фільтрація виконується цифровими засобами з використанням нерекурсивних та рекурсивних фільтрів.

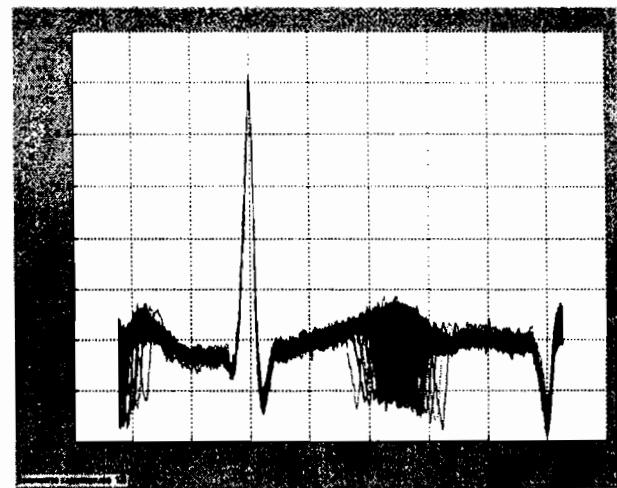


Рис. 2. Результати клінічних досліджень експериментального зразку системи ЕКГ ВР: накопичування кардіоциклів та синхронізація по *R*-зубцю

Наступні процедури ранжування виконують вибір періодів ЕКГ, що відповідають нормальним серцевим скороченням. Для процесу усереднення (рис. 3) і складання ансамблю сигналів ЕКГ приймаються кардіоцикли, які залишилися після програм ранжування з коефіцієнтом взаємної кореляції більшим ніж 0.97.



Рис. 3. Результати клінічних досліджень експериментального зразку системи ЕКГ ВР: усереднений кардіоцикл з виділеним діапазоном для аналізу – останні 20 мс *R*-зубця

Особливістю побудови алгоритмічного і програмного забезпечення системи ЕКГ ВР являється використання перетворення в координатний базис власних векторів. У перетвореній системі координат виконується обробка ЕКГ з метою фільтрації, стиснення й обчислення діагностичних параметрів для розпізнавання ППП (рис. 4).

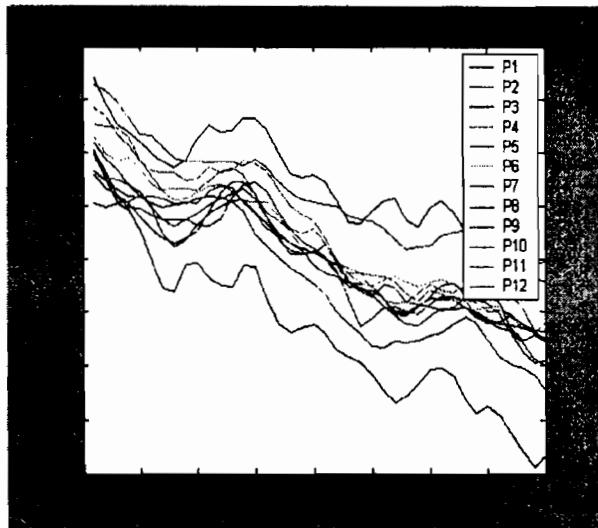


Рис. 4. Навчальна вибірка для класа "Наявність ППП" у вікні – останні 20мс зубця Р

Діагностичні ознаки ППП у просторі шуму визначаються при обчисленні співвідношення ВЧ та НЧ компонент електрокардіосигналів. Графічне зображення результатів спектрального оцінювання ЕКГ у випадку відсутності та наявності ППП подано на рис. 5.

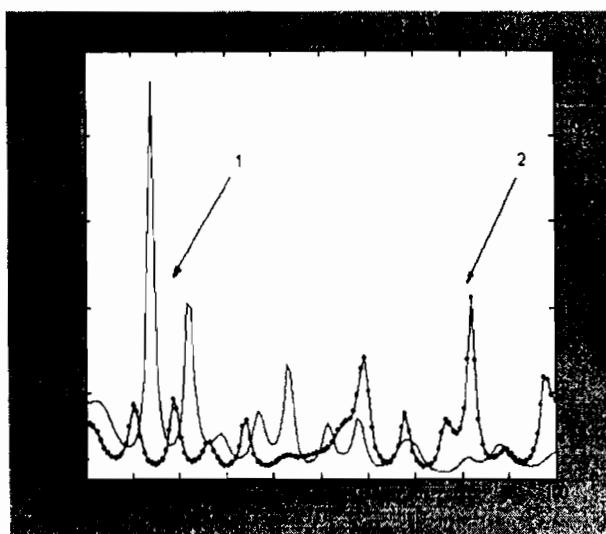


Рис. 5. Результати спектрального оцінювання Р-зубця ЕКГ при відсутності (1) та наявності (2) ППП

Проведені експерименти з метою виявлення ППП при аналізі ЕКГ пацієнтів підтвердили теоретично обґрунтовані можливості методу власних підпросторів. Отримані результати показали, що діагностичні ознаки у вигляді сумарних проекцій ЕКГ на власні сигнальні підпростори, а також спектральні оцінки кардіосигналів у шумовому підпросторі відбувають тонкі механізми електрофізіологічних процесів у міокарді, і можуть бути застосовані як при аналізі ППП, так і інших низькоамплітудних компонент ЕКГ.

## ЗАСТОСУВАННЯ В ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЇ

Ще одною галуззю успішного використання інформаційних технологій високого розрізнення є обробка електроенцефалограм людини. Електроенцефалографія – це неінвазивний метод дослідження функціонального стану головного мозку людини, який ґрунтуються на реєстрації та подальшому аналізі електричних потенціалів, які виникають в процесі його життєдіяльності. Кількість аналізованих каналів складає від 12 до 256 [6], частотний діапазон електроенцефалограмами зазвичай не перевищує 100 Гц, а амплітуда сигналу у нормі не перевищує сотні мікровольт.

Електроенцефалографія використовується для досліджень з визначення внутрішньої організації мозку та зв'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 місця знаходження пухлин і запальних процесів у мозку, а також у діагностиці психічних захворювань. Параметри електроенцефалограми використовуються для контролю наркозу в анестезіології. ЕЕГ відображає вплив зовнішніх та внутрішніх подразнюючих чинників (мобілізація уваги, розумова діяльність, емоційне збудження) та залежить від фізіологічних параметрів (гіпоксія, гіперкарпнія, алкалоз, рівень цукру, гормонів та ін.). Відомо, що параметри ЕЕГ є індивідуально варіативними, а також залежать від психологічних характеристик особистості [7].

Використання нових технологій високого розрізнення у електроенцефалографії є особливо необхідним для ранньої діагностики значного числа захворювань, коли зміни в мозку внаслідок патології проявляються лише на функціональному рівні, і всі сучасні методи візуалізації (рентгенівська, позіtronно-емісійна, ядерно магніто-резонансна томографія, ультразвукова інтраскопія) виявляються нездатними виявити осередок захворювання. Зміни у електричній активності мозку є досить невиразні, тому достовірно оцінити їх параметри без зняття сигналу електроенцефалограми з високим розрізненням складно. Чим раніше знайдені патологічні відхилення у роботі мозкових структур, тим більш сприятливим є прогноз перебігу захворювання.

Ще одною перевагою зняття сигналу ЕЕГ з високим розрізненням є можливість більш точного обчислення параметрів сигналу, що призводе до точнішої диференціальної діагностики захворювань. Використання методу власних підпросторів для знешумлення сигналу дає нову інформацію про характер аналізованого сигналу та його природу. Також можливим є більш точне відслідковування наслідків дії лікарських засобів та спостереження за перебігом терапії.

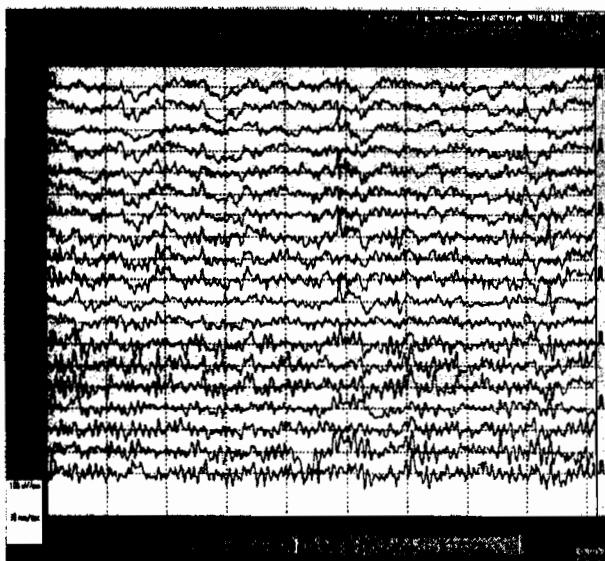


Рис. 6. Аналізований сигнал електроенцефалограми, що містить епілептиформні комплекси коливань

Ще одною перевагою зняття сигналу ЕЕГ з високим розрізненням є можливість більш точного обчислення параметрів сигналу, що призводе до точнішої диференціальної діагностики захворювань. Використання методу власних підпросторів для знешумлення сигналу дає нову інформацію про характер аналізованого сигналу та його природу. Також можливим є більш точне відслідковування наслідків дії лікарських засобів та спостереження за перебігом терапії.

Одною з галузей застосування технологій високого розрізнення у електроенцефалографії є адаптивна ідентифікація комплексів епілептиформної активності у ЕЕГ.

На рисунку 6 наведено приклад типового сигналу ЕЕГ пацієнта з епілепсією. Цей сигнал містить комплекси епілептиформної активності, які необхідно локалізувати для проведення діагностики.

Ця задача тісно пов'язана з необхідністю мати адаптивний еталон як тіло у багатомірному просторі атрибутів образу комплексу епілептиформних коливань, який використовується для часової та просторової локалізації комплексів у сигналі ЕЕГ. Еталон отримується як сукупність родового комплексу для класу епілептиформних коливань та параметрів його можливих допустимих спотворень. Використання високого розрізнення при знятті сигналу ЕЕГ та врахування його при математичній обробці має наслідком можливість більш точного врахування індивідуальних особливостей у сигналі електроенцефалограми.

Існує можливість отримання еталону на основі використання адаптивного ортогонального базису розкладу сигналу високого розрізнення з застосуванням методу власних векторів. При цьому для матриці класу, складеної із репрезентативних комплексів, отримується матриця усереднених кореляцій [8]. Доведено [9], що ця матриця є матрицею деякого самоспряженого оператора у евклідовому просторі, тому сукупність її власних векторів складає ортогональний базис у цьому просторі. Родовий комплекс у адаптивному еталоні для відповідного

класу епілептиформних коливань є головним вектором у цьому базисі. В результаті застосування методу власних підпросторів до аналізу електроенцефалограми в сигналі було вірно ідентифіковано достатню для адекватної діагностики кількість комплексів (Рис. 7).

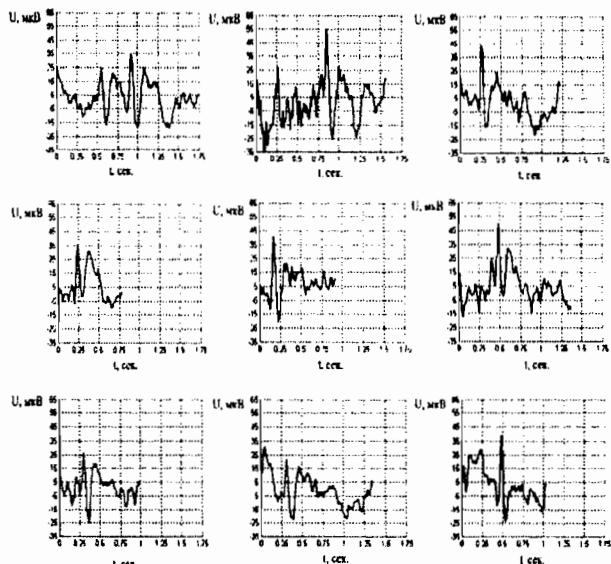


Рис. 7 Комpleksi епілептиформної активності, вірно ідентифіковані у сигналі електроенцефалограми

Подальші роботи авторів в області застосування інформаційних технологій у електроенцефалографії ведуться у напрямі досягнення підвищення інформативності оцінок параметрів електроенцефалограми, розробки методів ідентифікації коливань ЕЕГ у адаптованих просторах ознак, дослідженню шумових характеристик сигналу ЕЕГ засобами високого розрізнення, пошуку шляхів врахування варіабельності сигналу ЕЕГ у автоматизованих системах підтримки прийняття рішень.

## ЗАСТОСУВАННЯ В ГЛЮКОМЕТРІЇ

Технологія високого розрізнення була також використана для неінвазивного аналізу глюкози в крові хворих на діабет. Це має велике значення, оскільки при такому захворюванні потрібно вимірювати рівень глюкози кілька разів на день [10]. Були використані спектральні особливості поглинання глюкози у близькому інфрачервоному діапазоні. На підставі вивчення коливальних резонансів молекули глюкози і експериментальних даних поглинання глюкози на довжинах хвиль 2.25 мкм, 2.28 мкм та 2.32 мкм (Рис. 8) [11] була розроблена оптично-лазерна схема вимірювання поглинання променів в системі трьох лазерів. Вимірювання проводилися на цих хвильах на поверхні шкіри людини у місці пролягання крупних кров'яних судин з використанням германієвої призми з повним внутрішнім відбиттям. Використовувався також четвертий опорний канал на довжині хвилі 0.8 мкм, де поглинання світла в інфрачервоному діапазоні відсутнє.

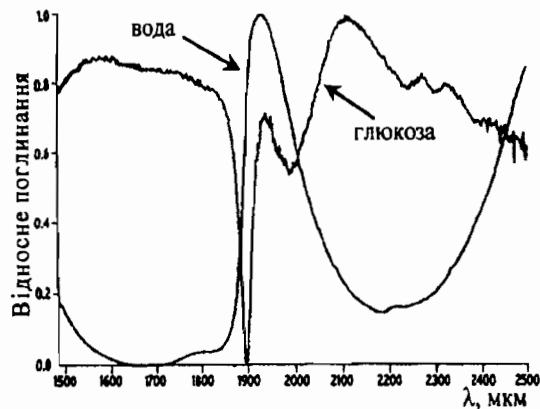


Рис. 8 Спектральні характеристики поглинання глюкози та води в близькому інфрачервоному діапазоні

Розрахунок вмісту глюкози виконується за таким алгоритмом. За декілька періодів кардіоцикла визначається змінна  $\tilde{x}_i$ , та постійна  $\bar{x}_i$  складові по кожному каналу,  $i = 0, 1, 2, 3$ . Після цього розраховують нормовані значення

$$\alpha_i = \frac{\tilde{x}_i}{\bar{x}_i}, \quad i = 0, 1, 2, 3, \quad (8)$$

а також відносні до опорного каналу

$$\beta_j = \frac{\alpha_j}{\alpha_0}, \quad j = 1, 2, 3. \quad (9)$$

Далі розраховується складова глюкози на фоновому рівні:

$$\gamma_\Gamma = k_1 \beta_1 - k_2 \beta_2 + k_3 \beta_3, \quad (10)$$

де рекомендовані значення  $k_1 = 1$ ;  $k_2 = 2.5$ ;  $k_3 = 1.5$ .

Вміст глюкози розраховується по тарировочній кривій  $\Gamma = f(\gamma_\Gamma)$ , яка може бути апроксимована степеневим поліномом:

$$\Gamma = a_0 + a_1 \gamma_\Gamma + a_2 \gamma_\Gamma^2. \quad (11)$$

Криві  $\Gamma(\gamma_\Gamma)$  і коефіцієнти  $a_0, a_1, a_2$  знаходяться за тестовими вимірюваннями для конкретного пацієнта. Очікувана похибка визначення глюкози складає 2–8%. Використання техніки високого розрізнення дозволяє використовувати вираз (10) і одержувати необхідну точність розрахунку вмісту глюкози. Додаткове зниження похибки вимірювання може досягатися калібрувкою тарировочної кривої на стадії індивідуальних вимірювань вмісту глюкози конкретного пацієнта інвазивними лабораторними засобами.

Застосування техніки високого розрізнення в сполученні з використанням методу власних векторів при аналізі біомедичних сигналів дозволяє одержувати принципово нову інформацію для ідентифікації цих сигналів, що може бути використано у діагностиці та лікуванні поширеніх захворювань.

- [1] Электрокардиография высокого разрешения / Под редакцией Г.Г. Иванова, С.В. Грачева, А.Л Сыркина.-М.: Триада-Х, 2003. - 304 с.
- [2] Бокерия О.Л. Электрокардиография высокого разрешения / Функциональная диагностика в кардиологии / Под ред. Л.А. Бокерия, Е.З. Голуховой, А.В. Иваницкого.- В 2 т. - М.: Изд. НЦССХ им. Бакулева РАМН, 2002.- Т.1.- 427с.
- [3] Абакумов В.Г., Рибін О.І., Сватош Й. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг.-К.: Норапрінт, 2001.- 516с.
- [4] Иванушкина Н.Г., Фесечко В.А., Карплюк Е.С., Афана Х.Л. Луай. Особенности построения систем электрокардиографии высокого разрешения для выявления поздних потенциалов предсердий // Электроника и связь.- 2003. - №20. - С.75 -78.
- [5] Иванушкина Н.Г., Фесечко В.А., Синекоп Ю.С., Карплюк Е.С. Алгоритмическое и программное обеспечение системы ЭКГ ВР для выявления ППП // Тезисы докладов. VI Международный симпозиум "Электроника в медицине. Мониторинг, диагностика, терапия". Вестник аритмологии. -2004. - №35.
- [6] Baillet S. et al. Electromagnetic brain mapping // IEEE Signal Processing Magazine. – 2001. – vol. 18, № 6. – Р. 14 – 30.
- [7] Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). – Таганрог: Издательство ТРТУ, 1996. – 358 с.
- [8] Попов А.О., Канайкін О.М., Борисов О.В., Фесечко В.О. Ідентифікація комплексів епіліптиформної активності в електроенцефалограмі // Наукові вісті НТУУ "КПІ". – 2005. – № 5. – С. 118 – 126.
- [9] Фесечко В.А., Попов А.О. Часова локалізація комплексів коливань у електроенцефалограмі // Электроника и связь. – 2004. – №21. – С. 51 – 55.
- [10] Байдун Л.В., Логинов А.В. Значение автоматического анализа крови в клинической практике // Гематология и трансфузиология. – 1996. – т.41, №2. – С.36 – 40.
- [11] Tamada J.A., Lesho M., Tierney M.J. Keeping watch on glucose // IEEE Spectrum. – vol. 39, № 4. – P. 52 – 56.

Рекомендовано до публікації д.т.н. Белявським Е.Д.