

**Р.А. Ткачук, О.В. Мацюк**

Тернопільський державний технічний університет імені Івана Пулюя

**ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА  
ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ЗАХВОРЮВАНЬ ЗОРОВОГО АНАЛІЗАТОРА**

Вступ. В останні десятиліття, лікарі почали широко використовувати при діагностиці захворювань сітківки ока та зорових нервів метод електроретинографії. Метод ґрунтується на аналізі електроретинограми (ЕРГ), яка являє собою графічне відображення електричної реакції множини клітинних елементів сітківки ока на зовнішнє світлове подразнення.

Найбільш розповсюдженими в офтальмологічних клініках України є інформаційно-вимірювальні системи для діагностики захворювань зорового аналізатора за електроретинограмами: "Medelec" (фірма Medelec, Англія), "Amplaid MK-15" (Німеччина), "Basis ERM" (фірма OTE Biomedica, Італія), "Nicolet CA 1000" (фірма Nicolet, США), "Neuropack-2" (Японія).

В перерахованих вище ІВС для офтальмодіагностики використовують крім суб'єктивно візуального аналізу ЕРГ, деякі кількісні методи. Широке застосування знайшло вимірювання та аналіз амплітудно-часових характеристик екстремальних точок (максимумів і мінімумів) отримуваних кривих [1,2].

Крім того, в розглянутих ІВС для реєстрації і аналізу електроретинограм відсутні блоки діагностики. В них діагностика проводиться лікарем-оператором за відомими йому інформативними параметрами (точки екстремумів ЕРГ-сигналу, їх часові характеристики), які вимірюються вручну. Такий підхід не задовольняє пацієнтів і лікарів, оскільки є суб'єктивним і велика ймовірність прийняття помилкового рішення.

Наведемо приклад (рис. 1), коли в якості інформативних параметрів ЕРГ розглядаються точки екстремумів реалізації ЕРГ (так звані "хвиля А", "хвиля Б", "хвиля С", "хвиля D" і їх часові параметри), а також їх часові характеристики.

Обґрунтування вибору цих характеристик в якості інформативних (діагностичних) ознак здійснюється в рамках фізико-хімічної моделі ЕРГ, що представляється у вигляді суми кількох компонентів, які збуджуються різними групами нейронів. Згідно з моделлю, кожен компонент представлений одним екстремумом. Вимірювання вказаних діагностичних ознак здійснюється вручну і супроводжується значними помилками. Модель детермінована і про точність її наступного відтворення, як правило мова не йде.

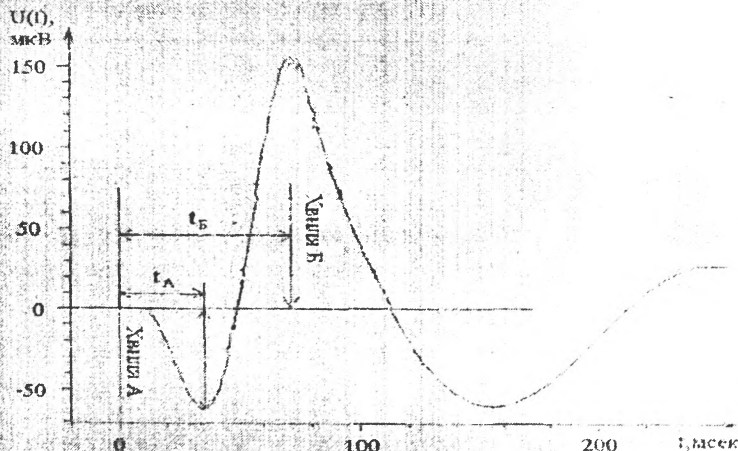


Рис. 1. Загальний вигляд типової ЕРГ і основні лікарські діагностичні параметри

Необхідно відзначити, що діагностика на основі аналізу точок екстремумів і їх часових характеристик застосовується в усіх відомих ІВС для діагностики захворювання зорового аналізатора за ЕРГ.

Використовуючи перераховані вище інформативні параметри була проведена діагностика захворювання для 100 пацієнтів. Виявилось, що при вказаних інформативних параметрах ймовірність прийняття правильного рішення 0.5. Проведений аналіз показав нецільність використання такого підходу для діагностики захворювань ока на ранніх стадіях.

В практиці медичних досліджень ока основною проблемою залишається забезпечення відбору та відповідної статистичної обробки біомедичної інформації, яка дозволяє провести реєстрацію змін в організмі людини.

Для оцінки функціонального стану та контролю реакції зорового аналізатора, необхідно створити відповідні діагностичні системи, які оперативно аналізуватимуть характер відгуків на подразнення сітківки світлом різної інтенсивності, частоти повторень, довжини хвилі, а також зберігатимуть необхідну інформацію.

**Мета роботи** – створення інформаційно-вимірювальної системи для реєстрації електроретинограм розробка статистичного методу обробки електроретинограм

**Інформаційно-вимірювальна система.** Згідно з вимогами Міжнародної технічної комісії по електроретинографії (МТКЕ) на рис. 2 приведена структурна схема ІВС. Її розроблено програмне

кусуючою оптичною системою і світлодіодом, на який подаються стимули з ФСЛ.

Мікровідемоктувач призначений для підтримання необхідного розрідження в системі електрод-око і глибина розрідження і час роботи компресора керується з допомогою ПЕОМ.

Для кожного пацієнта перед початком реєстрації встановлюється необхідна глибина розрідження, яке авалізується на ПЕОМ і по необхідності проводиться її корекція. Вказана процедура зводить вплив нестабільності тиску на електрод до мінімуму. Що підвищує точність вимірювання параметрів системи.

Важливою частиною ПС є модуль призначений для здійснення статистичного підходу до діагностики по електроретинограмах. Теоретичні основи підходу розглянуто в роботах [5,6]. Шлише відмітимо, що всі вони реалізовані на ПЕОМ у вигляді пакету прикладних програм.

Питання метрологічного забезпечення інформаційно-вимірювальної системи розглянуті в роботі [7].

**Математична модель.** Задача побудови математичної моделі ЕРГ у вигляді дійсного випадкового процесу і її обґрунтування було розглянуто в роботах [6,8]. В даній роботі це питання не розглядатиметься.

**Інформативні (діагностичні) ознаки електроретинограм.** Для проведення діагностики за електроретинограмами був використаний статистичний підхід, при якому вся діагностика проводиться в три етапи: на першому етапі встановлюються діагностичні ознаки, які відповідають різним станам пацієнта (здоровий, хворий); на другому етапі проводиться вибір діагностичних просторів (навчання) і формуються по експериментальних даних навчачої сукупності, які відповідають конкретним захворюванням; на третьому етапі будуються правила прийняття рішення, які реалізуються на основі навчачої сукупностей шляхом повторної реєстрації ЕРГ.

На основі побудованої математичної моделі [6,8] запропоновано використовувати в якості інформативних ознак коефіцієнти ортогонального розкладу реалізацій ЕРГ в системі базисних функцій дискретного аргументу (Чебишева, Кравчука, Лагера) [6,8].

У загальній постановці задачу ортогонального розкладу ЕРГ сформулюємо наступним чином. Нехай реалізація ЕРГ описується функцією  $f(x) \in l_2$  (тут і далі йдеться про функції дискретного аргументу). Необхідно в заданому базисі побудувати ортогональний розклад

$$f(x) = \sum_{k=0}^{N-1} a_k \cdot \varphi_k(x) \quad (1)$$

$a_k$  – коефіцієнти розкладу;  $\varphi_k(x)$  – система ортогональних функцій.

Коефіцієнти ортогонального розкладу обчислювалися за формулою

$$a_k = \sum_{x=0}^{N-1} f(x) \cdot \varphi_k(x). \quad (2)$$

Розв'язок поставленої задачі наведено в роботах [3,5], а отримані результати приведені на рис. 3-5.

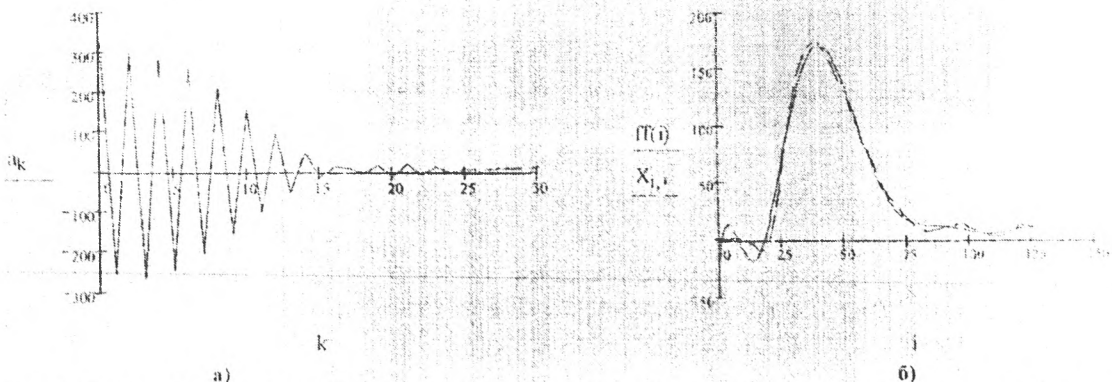


Рис. 3. Система базисних функцій Чебишева а) спектр коефіцієнтів б) реалізація ЕРГ та апроксимуюча функція

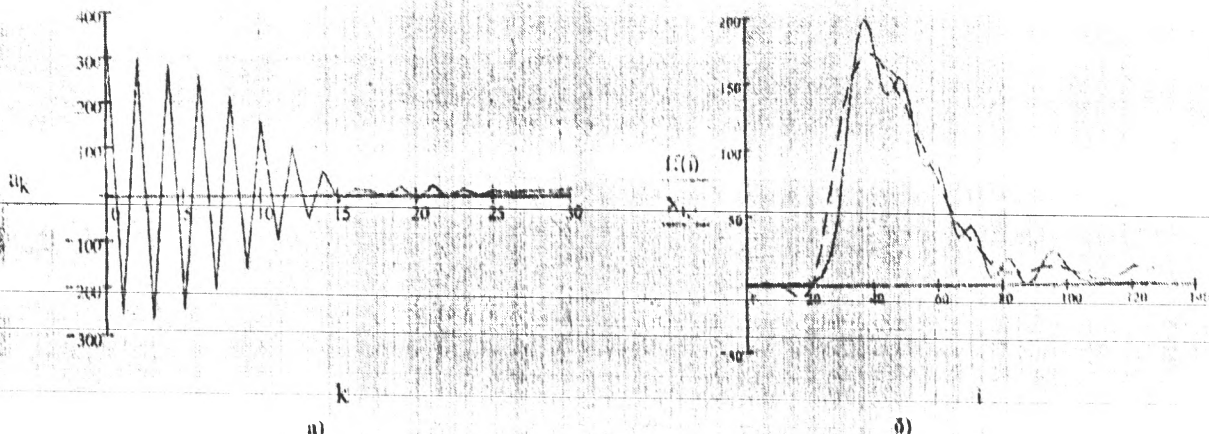


Рис. 4. Система базисних функцій Кравчука а) спектр коефіцієнтів б) реалізація ЕРГ та апроксимуюча функція

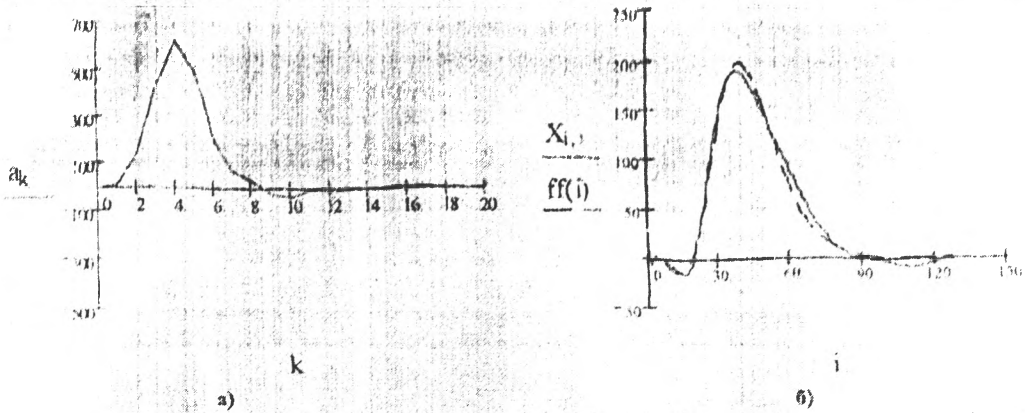


Рис. 5. Система базисних функцій Лагера а) спектр коефіцієнтів б) реалізація ЕРГ та апроксимуюча функція

Згідно з нерівністю Бесселя для коефіцієнтів ряду Фур'є

$$\sum_{s=0}^{N-1} a_s^2 \leq \sum_{i=0}^{\infty} (f(t_k))^2, \quad (3)$$

тобто сума квадратів коефіцієнтів розкладу в ряд не перевищує енергії сигналу. Отже, при  $s \rightarrow \infty$  коефіцієнти розкладу  $a_s \rightarrow 0$  і тому основну інформацію про сигнал містять тільки перші коефіцієнти ряду.

Перейдемо від нерівності (3) до рівності, ввівши для цього таку функцію  $C(N)$ , при якій

$$\sum_{s=0}^N a_s^2 \geq C(N) \sum_{k=0}^{L-1} (f(t_k))^2 \quad (4)$$

По суті  $C(N), 0 < C(N) < 1$  характеризує собою долю енергії, яку несуть коефіцієнти  $a_s, s=0, N-1$ , узагальненого ряду Фур'є по відношенню до загальної енергії сигналу. Заданою величиною  $C(N)$ , ми можемо визначити кількість коефіцієнтів в ряду Фур'є, що гарантує точність наближення скінченного ряду Фур'є до самої функції.

Залежність між сумою квадратів коефіцієнтів Фур'є і енергією нормованого до одиниці сигналу приведена на рис.6, де взято  $C(N) = 0.99$ . З рис. 6 видно, що для того, щоб коефіцієнти несли не менше ніж 99% енергії, достатньо взяти 8 коефіцієнтів ряду Фур'є, використовуючи систему функцій Чебишева. Для функцій Лагерра необхідно 18-20 коефіцієнтів і 40-45 коефіцієнтів для функцій Кравчука.

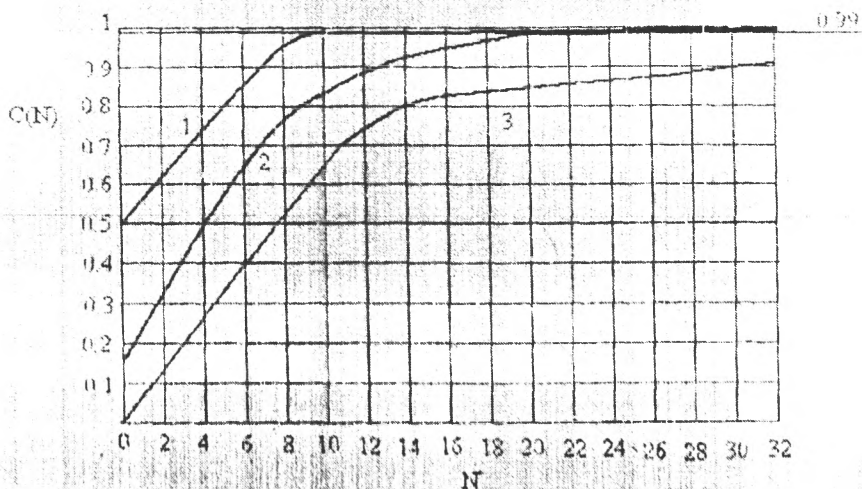


Рис. 6. Залежність між сумою квадратів коефіцієнтів  $a_k$  і енергією сигналу: 1- система базисних функцій Чебишева; 2- система базисних функцій Лагера; 3- система базисних функцій Кравчука

Питання статистичної теорії перевірки гіпотез розглядалося в роботах [5,6].

Діагностування проводилося з допомогою критерію Неймана-Пірсона використовуючи вище перераховані діагностичні ознаки.

Необхідно зазначити, що розглянутий підхід до питання діагностики за ЕРГ реалізовано у вигляді пакету прикладних програм, що входить до складу ІВС для діагностики захворювань дорозлого аналізатора.

#### Висновки

1. Запропоновано структурну схему ІВС для діагностики захворювань дорозлого аналізатора:

розв'язану питання її технічної реалізації.

2. Запропоновано інформативні ознаки для проведення діагностування з використанням критерію Неймана-Пірсона на основі статистичного підходу.

### Література

1. Шпак А.А. Исследования зрительных вызванных потенциалов в офтальмологии и офтальмохирургии. - М.: МНТК "Микрохирургия глаза", 1993.- 191 с.
2. Диагностическое значение электрофизиологических показателей при основных заболеваниях зрительно-нервного аппарата / Научные труды Московского НИИ глазных болезней им. Гельмгольца. Вып. 22. под ред. К.В.Трутневой. - М.: 1976.- 231 с.
3. Мацюк О.В., Фриз М.Є. Інформативні ознаки в задачах діагностики за електрофізіологічними сигналами // Прогресивні матеріали, технології та обладнання в машино- і приладобудуванні: тези доп. четвертої наук.-техн. конф. ТДТУ. - Тернопіль: ТДТУ.- 2000.- С. 95.
4. Паламар М. Побудова і аналіз вимірювально-керуючого інтерфейсу з персональним комп'ютером в системі реєстрації ЕРГ-сигналів // Вісник Тернопільського державного технічного університету. - 1997. Т.2. Число 2. С.34-40.
5. Мацюк О.В. Діагностика зорової системи на основі електроретинограм з допомогою критерію Неймана-Пірсона // Вісник Тернопільського державного технічного університету ім. І.Пулюя.- 1998. Т.3. Ч.1.- С.94-100.
6. Мацюк О.В., Приймак М.В., Фриз М.Є. Математичне моделювання та застосування теорії критерію Неймана-Пірсона в задачах діагностики // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.- 1999.- № 1.- С. 12 - 17.
7. Марченко Б.Г., Мацюк О.В., Ткачук Р.А., Фриз М.Є. Дослідження деяких динамічних характеристик ІВС для офтальмодіагностики за електрофізіологічними сигналами. Вісник Тернопільського державного технічного університету ім. І.Пулюя.- 19.- Т.4.- Ч.4.- С.112-118.
8. Мацюк О.В., Приймак М.В. Математична модель електроретинограми у вигляді ланцюгового випадкового процесу // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.- 2002.- № 4. С. 16 - 25.

Надійшла до редакції  
16.01.2004 р.

УДК 621.596

С.В. Павлов, М.М. Данильчук, О.М. Семенець, К.І. Станчук

Тернопільський національний технічний університет

## МЕТОДИ ФІЛЬТРАЦІЇ БІОСИГНАЛІВ НА ОСНОВІ АПРОКСИМАЦІЇ ОРТОГОНАЛЬНИМИ СТЕПЕНЕВИМИ МНОГОЧЛЕНАМИ

**Вступ.** В області застосування біомедицинської апаратури, як і в інших областях діяльності, отримання точної інформації є першочерговим та найбільш важливим завданням. Використання лікувально-діагностичних комплексів для обробки інформації дозволяє представити більший її обсяг різноманітної складності в доступній і зрозумілій формі, що є вирішальним для прийняття коректного рішення.

Для отримання точної інформації з біомедицинського сигналу завжди необхідна його обробка, тому що його сутність змінюється під дією різноманітних шумів. Можна сказати, що чим прогресивнішою буде технологія опрацювання сигналу, тим коректнішою буде отримана з нього корисна інформація.

Перш за все мають бути достеменно вивчені особливості біомедицинських сигналів. Вибір, перетворення та удосконалення методів обробки біосигналів повинні проводитися з урахуванням особливостей останніх.

Основними особливостями біомедицинських сигналів є наступні:

- велика випадковість і нестационарність;
- сильні супроводжуючі шуми та артефакти;
- інваріантність;

незалежність дослідження - завдяки впровадженню нових технологій можна отримати інформацію за допомогою побічних методів;

- проведення моніторингу.

Всі ці особливості обумовлюють певні труднощі при роботі з біомедицинськими сигналами [1].

В медичних інформаційно-вимірювальних системах сумарна похибка дорівнює:

$$\delta = \delta_d + \delta_n + \delta_f \quad (1)$$

де  $\delta_d$  - динамічна похибка, що викликана зміною їхньої величини за час перетворення.