

Франковск, 1983. – 401 с. – Бібліогр.: с. 343–394.

10. Барабой В. А., Перекисное окиснение и радиация [Текст] / В. А. Барабой, В. Э. Орел, И. М. Карнаух; Отв. ред. Д. Гродзинский. – К: Наук. думка, 1991. – 256 с. – ISBN 5-12-002486-6.

11. Ляпандра А. С. Застосування біомедичної системи дослідження хемілюмінесценції у медичній науці та практиці [Текст] / А. С. Ляпандра // Актуальні питання фармацевтичної та медичної науки та практики. Зб. наук. статей. – Запоріжжя: Вид-во ЗДМУ, 2007. – Вип. 18. – № 1. – С. 171–178.

12. Ляпандра А. С. Удосконалена біомедична система вимірювання хемілюмінесценції [Текст] / А. С. Ляпандра // Матеріали 11 Міжнародного молодіжного форуму «Радіоелектроніка і молодь у XXI столітті». – Харків: Вид-во ХНУРЕ. – 2007. – С. 37.

Надійшла 15.4.2011 р.

УДК 681.325

С.І. МЕЛЬНИЧУК, В.М. ВАСИЛИК

Приватний вищий навчальний заклад «Галицька Академія» м. Івано-Франківськ

## МОЖЛИВОСТІ ВИКОРИСТАННЯ ОЦІНОК ЕНТРОПІЇ ПРИ ОПРАЦЮВАННІ СИГНАЛІВ В ІНФОРМАЦІЙНИХ ДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМАХ

*В статті подано результати дослідження ефективності використання ймовірнісної складової інформаційного сигналу в системах діагностування медичного призначення, зокрема розглянуто вплив потужності сигналу на ентропійні оцінки у випадку використання різних аналітичних підходів для їх розрахунку.*

*In the article the results of research of efficiency of the use of probabilistic constituent of informative signal are given in the systems of diagnosing of the medical setting, in particular influence of power of signal is considered on entropy estimations in the case of the use of different analytical approaches for their calculation.*

Ключові слова: ентропія, інформаційна діагностична система.

Традиційно реалізація сучасних цифрових підсистем опрацювання сигналів з первинних інформаційних джерел ґрунтується на амплітудних, частотних та фазових змінах характеристик досліджуваних процесів [4]. Слід зазначити, що найбільша ефективність досягається при використанні кореляційного аналізу за згаданими характеристиками чи їх комбінаціями.

Проте такий підхід потребує забезпечення спеціальних форм сигналів оскільки кореляційні властивості останніх є практично вирішальним фактором, який впливає на коректність ідентифікації [2]. У випадку сигналів, що не володіють прийнятними кореляційними властивостями згадані підходи мало ефективні. Найбільш поширені цифрові системи опрацювання ґрунтуються на аналізі амплітудно-частотних характеристик досліджуваних процесів, що потребує значних обчислювальних затрат і найчастіше дозволяє оцінити їх характеристики в цілому, що не завжди прийнятно для короткотривалих процесів [6].

Одним з напрямків інтенсивного впровадження технологій опрацювання сигналів є системи автоматизованого діагностування медичного призначення, зокрема при проектуванні протезів для коректного відтворення звуків мовного ряду [5]. Слід зазначити, що найпоширенішим підходом оцінки якісних показників зубних протезів є порівняльний аналіз частотного спектру звукових сигналів, який дозволяє виявити частину порушень пов'язаних з появою зайвих складових у спектрі звуків, що відтворюються пацієнтом. Такий підхід не дозволяє здійснити оцінку змін звукового сигналу в ході його відтворення, тобто оцінити зміну характеристик в динамічному режимі.

В результаті виникає необхідність пошуку інших підходів до вирішення вище описаних задач. Слід зазначити, що застосування статистичних характеристик для опрацювання даних дозволяє здійснити оцінку інформативної частини сигналу яка міститься у ймовірнісній області і практично не враховується при опрацюванні, мається на увазі ентропійні характеристики.

До основних переваг застосування ймовірнісного підходу можна віднести нечутливість до амплітудної апертури досліджуваного процесу а також практичну відсутність впливу дрейфу нуля первинного перетворювача зумовленого старінням на зношенням компонентів останнього. Опрацювання сигналів з первинного перетворювача здійснюється шляхом формування послідовних цифрових пакетів (вибірок фіксованого розміру) за якими розраховуються відповідні ентропійні оцінки. Для забезпечення кращої адекватності величина зміщення для розрахунку наступної оцінки може бути меншою за розмір вибірки, реалізується накладання, що в свою чергу приводить до зростання кількості необхідних обчислень.

Доцільно зазначити, що розрахунок оцінок ентропії може здійснюватись за формулою Шеннона, Хартлі, диференційною ентропією з неперервним процесом з нормальним та рівномірним розподілами та ентропійних моделей з використанням кореляційних функцій, що зумовлює необхідність проведення досліджень для оцінки ефективності застосування різних аналітичних інтерпретацій ентропії, зокрема [2,3]:

- Шеннона [1]:

$$H = - \sum_{j=1}^m p_j \cdot \log_2(p_j), \quad (1)$$

де  $p_j$  – ймовірність появи стану  $x_j$ .

- Хартлі:

$$H = \log_2 S, \tag{2}$$

де  $S$  – кількість станів.

Ентропія розрахована за Р.Хартлі (2) є функцією логарифма кількості можливих станів  $x_j$  джерела інформації і є коректною тільки у випадку коли  $x_j$  є незалежними і рівномірно розподіленими.

- Диференційна ентропія з неперервним процесом з нормальним розподілом визначається:

$$H = \log_2 (\sqrt{2\pi e} \sigma), \tag{3}$$

де  $\sigma$  – СКВ.

- з рівномірним розподілом:

$$H = \log_2 (2\sqrt{3}\sigma). \tag{4}$$

На відміну від оцінки ентропії за формулою Шеннона, яка не враховує ймовірність переходу з одного стану в інший, оцінка ентропії, яка максимально наближається до власної ентропії джерела інформації є запропонована Я.М.Николайчуком інформаційна міра на основі автоковаріаційної (5) та автокореляційної функції (6):

- за автоковаріаційною функцією:

$$H(x_i, x_{i+j}) = \log_2 2\pi e + \frac{1}{2} \log_2 ([D_{xx} - K_{xx}(j)] \cdot [D_{xx} + K_{xx}(j)]), \tag{5}$$

де  $D_{xx}$  - дисперсія випадкової величини;

$$K_{xx}(j) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \cdot x_{i+j},$$

$j$  – величина зсуву в елементах;

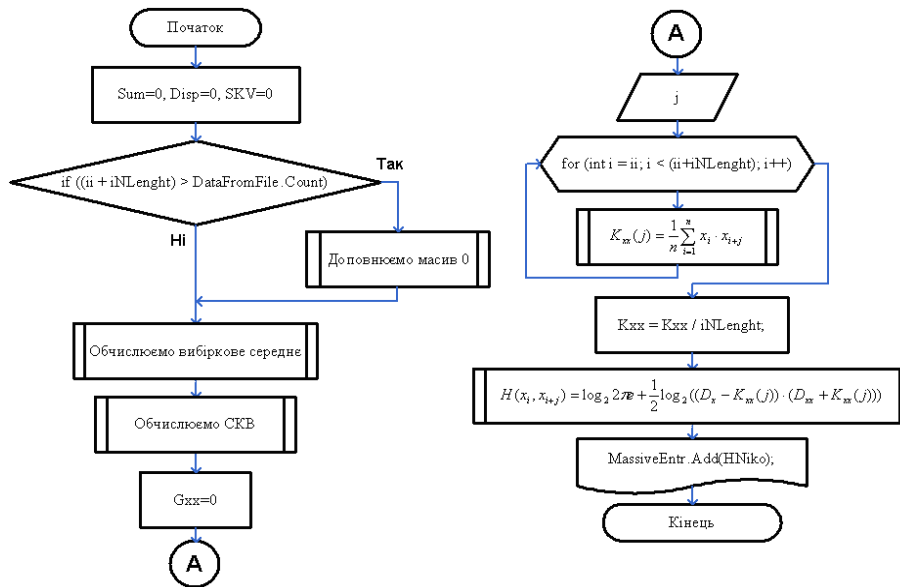


Рис. 1. Блок-схема обчислення оцінок ентропії за автоковаріаційною функцією

В ході проведення досліджень розроблено відповідні алгоритмічні та програмні засоби на основі яких реалізовано опрацювання інформаційних сигналів, зокрема блок-схему алгоритму обчислення оцінок ентропії на основі автоковаріаційної функції подана на рис. 1.

Чисельний розрахунок ентропії з нерівноймовірними корельованими станами здійснюється згідно автокореляційною функцією [3]:

$$H(x_i, x_{i+j}) = \log_2 2\pi e + \log_2 \sigma^2 \sqrt{1 - \rho_{xx}^2}, \tag{6}$$

де  $\rho_{xx}(j)$  – нормована функція автокореляції сигналу;

- нормована кореляційна функція розраховується згідно виразу [2]:

$$\rho_{xx}(j) = \frac{R_{xx}(j)}{D_{xx}}, \tag{7}$$

$$\text{де } R_{xx}(j) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \cdot x_{i+j},$$

$x_i$  - центровані елементи.

Для підтвердження припущення про незначний вплив апертури амплітудного сигналу досліджуваного процесу на ентропійні характеристики використано послідовність звукового ряду, що відповідає слову "HI", які в процесі опрацювання перетворювались в електричні коливання з подальшим оцифруванням з такими параметрами: кількість рівнів квантування 65536 (АЦП 16 біт), частота дискретизації 44100 Гц, формат – моно. Сигнал записувався з використанням програмного забезпечення GoldWavePortable v5.58 і засобами цього ж програмного забезпечення проводилось зменшення потужності досліджуваного сигналу. В рамках експерименту сформовано ряд сигналів з послідовним зменшенням потужності кожного на 10 %. На рис. 2 подано приклади вхідного сигналу для потужності 90 % – а), 70 % – б), 50 % – в) та 20 % – г) відповідно.

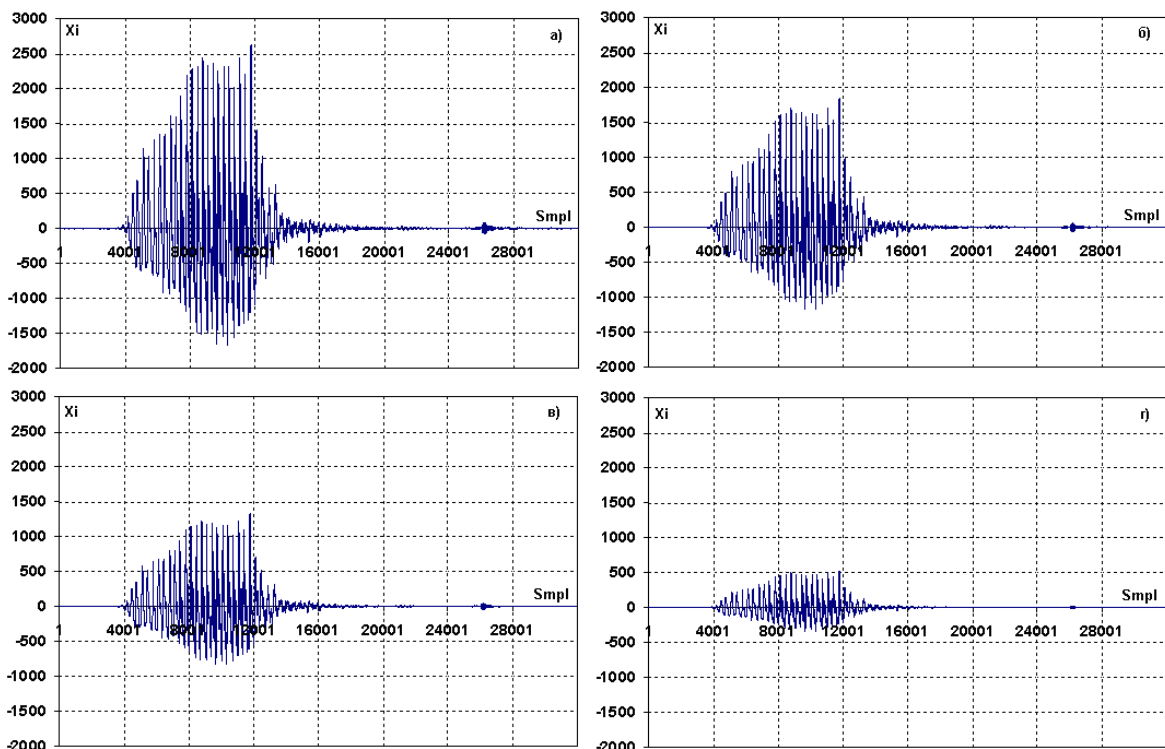


Рис. 2. Досліджуваний сигнал при потужностях: а) 90 %; б) 70 %; в) 50 %; г) 20 %

Для проведення аналізу розроблено спеціалізоване програмне забезпечення SDSNorm v12.2, що дозволяє реалізувати операції порівняння в автоматичному режимі з подальшим представленням результатів у вигляді цифрових наборів зручних для графічного представлення та опрацювання поширеними програмними продуктами.

На рисунку 3 подано графіки нормованих ентропійних представлень досліджуваного сигналу за диференційною ентропією з неперервним процесом з нормальним розподілом (а), рівномірним розподілом (б), Хартлі (в) та Шенона (г). Розмір вибірки становить 500 елементів (потужність сигналу: 1 – 90 %, 2 – 80 %, 3 – 70 %, 4 – 60 %, 5 – 50 %, 6 – 40 %, 7 – 30 %, 8 – 20 % та 9 – 15 %).

Як можна побачити потужність сигналу мало впливає на величину ентропійних оцінок послідовних фрагментів, у випадку використання диференційної ентропії з рівномірним розподілом (а) та нормальним розподілом (б), де графічні результати обчислення мір ентропії різних потужностей сигналів наклалися одна на одну. Графіки ентропійних представлень в основі яких лежать ймовірності появи випадкової величини  $x_j$ , або де враховується число незалежних рівноймовірних станів (рис. 3 (в) та (г)), дещо відрізняються один від одного. У разі використання міри ентропії за Шеноном або Хартлі апертура оцінок ентропії буде менша якщо потужність сигналу буде більша і навпаки, чим менша потужність сигналу тим більший отримається розмах ентропії.

Кореляційний підхід розрахунку оцінок ентропії забезпечує найбільшу ефективність порівняно з іншими, що може пояснюватись контекстною залежністю звукового ряду при вимові. На рис. 4 подано графіки зміни оцінок ентропії розрахованих з використанням автоковаріаційної та автокореляційної функцій. Отримані ймовірнісні представлення за формою схожі з вище згаданими розрахунками оцінок ентропії, однак в порівнянні з іншими аналітичними виразами відзначаються більшою апертурою.

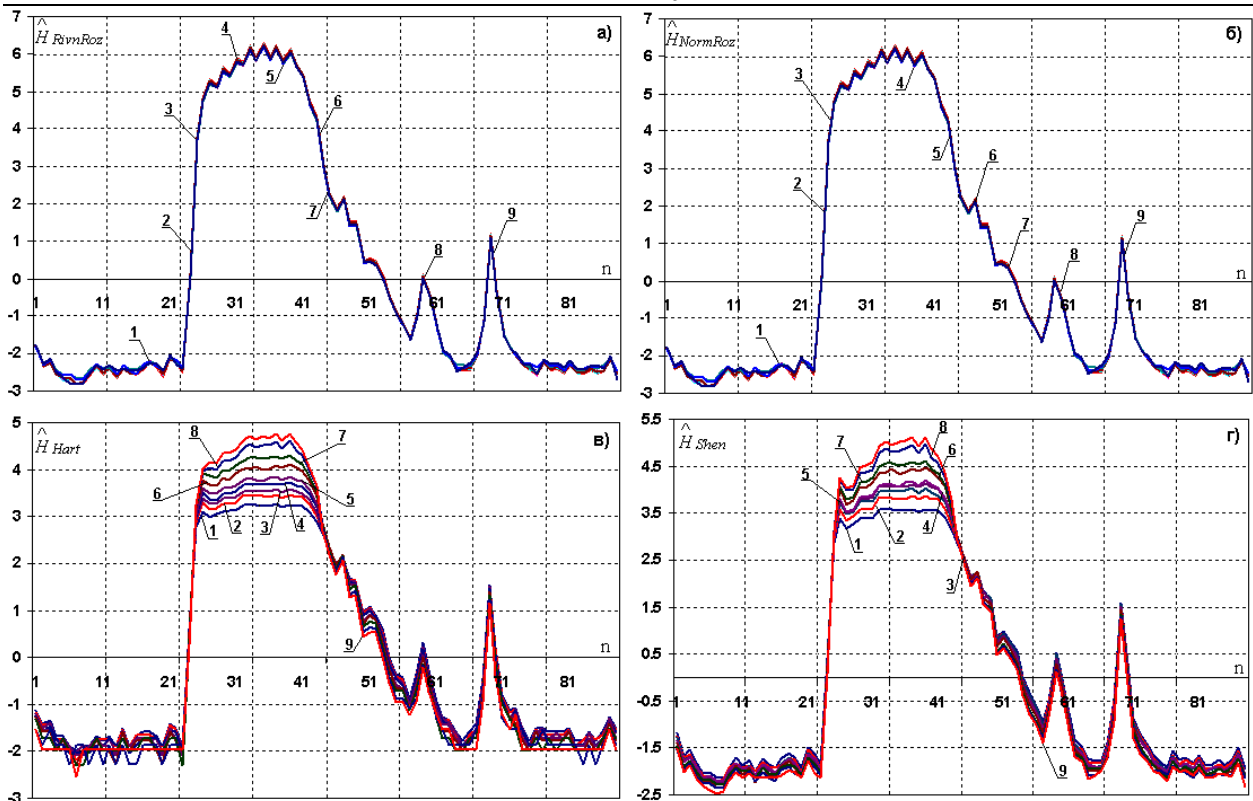


Рис. 3. Нормовані ентропійні представлення сигналів за диференційною ентропією з неперервним процесом з нормальним розподілом (а), рівномірним розподілом (б), Хартлі (в) та Шенона (г)

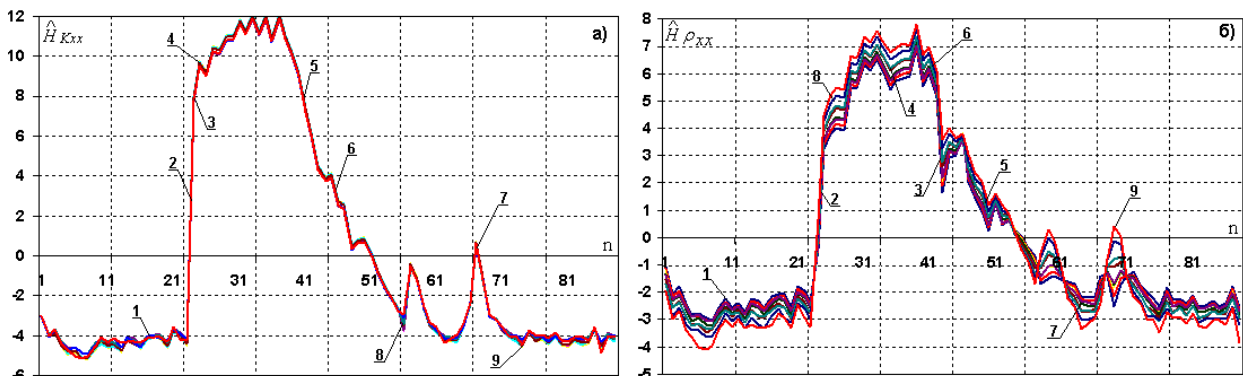


Рис. 4. Графіки нормованої ентропії з використанням автоковаріаційної а) та автокореляційної б) функцій

Для перевірки правильності зроблених висновків проведено розрахунок коефіцієнтів взаємкореляції для кожного з представлень досліджуваних сигналів, за еталон обрано сигнал з потужністю 90 %, результати обчислень подано в таблиці 1.

Таблиця 1

Коефіцієнти взаємкореляційної функції для досліджуваних ентропій

Потужність сигналу	$K_{RivnRoz}$	$K_{NormRoz}$	$K_{Hart}$	$K_{Shen}$	$K_{K_{xx}}$	$K_{\rho_{xx}}$
80 %	13.34272	13.342723	5.0615685	5.953399	46.842299	13.100546
70 %	13.404416	13.404416	5.1828826	6.137990	47.058933	13.406074
60 %	13.330362	13.330364	5.3423508	6.256854	46.784835	13.494505
50 %	13.041492	13.041492	5.4743239	6.277821	45.706234	13.271189
40 %	13.288507	13.288507	5.7589078	6.617725	46.584276	14.016091
30 %	13.088934	13.088934	5.9625431	6.729011	45.82188	14.088686
20 %	13.11097	13.110969	6.1596977	7.040167	45.806445	14.7242
15 %	13.138315	13.138316	6.3175559	7.211399	45.806346	15.219248
10 %	13.610765	13.610765	6.2482319	7.418344	44.772143	16.186671

На основі отриманих результатів можна зробити висновок, що при зменшенні потужності (амплітуди) сигналу оцінки ентропії його фрагментів практично не змінюються. Таким чином для

адекватного опрацювання потужність сигналу повинна становити не менше 15 % за умови прийнятної роздільної здатності аналого-цифрового перетворювача. В іншому випадку результати зазнають спотворення, що суттєво ускладнює їх ідентифікацію і подальше опрацювання. Крім того використання автокореляційної функції при обчисленні оцінок ентропії, формула (5) забезпечує максимальну апертуру оцінок.

Отже основною перевагою використання ентропійних представлень у порівнянні з іншими методами статистичного опрацювання є те, що зменшення потужності сигналу мало впливає на апертуру оцінок ентропії. З результатів проведеного аналізу можна зробити висновок про перспективність подальшого дослідження та застосування імовірнісної складової сигналів. Запропонований підхід також потребує суттєво менших обчислювальних затрат, що приводить до спрощення апаратної частини систем діагностування і, як наслідок, зниження їх вартості. З врахуванням того, що людині в межах своїх фізіологічних особливостей складно формувати одні і ті ж звукові ряди з ідентичними амплітудними та частотно-часовими характеристиками то використання імовірнісних складових забезпечити покращення адекватності автоматизованих та автоматичних систем опрацювання.

### Література

1. Мельничук С.І. Методи і алгоритми обчислень: Навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів. / Мельничук С.І., Кулинин Н.Л. – Івано-Франківськ: видавництво ПВНЗ «Галицька Академія», 2010. – 140с.
2. Николайчук Я.М. Теория моделей руху даних розподілених комп'ютерних систем. / Николайчук Я.М., Пітух І.Р., Возна Н.Я. Тернопіль: ТЗОВ «Терно-граф», 2008 – 216 с.
3. Николайчук Я.М. Теоретичні основи мір ентропії та їх застосування в інформаційних технологія формування та опрацювання сигналів. / Николайчук Я.М., Воронич А.Р. 2010.
4. Варакин Л.Е. Системы святы с шумоподобными сигналами. – М.: Радио и связь, 1985. – 384 с., ил.
5. Рутковский К.В. Вопросы восстановления речи при полном зубном протезировании. – Ташкент: Медицина, 1970. – 131с.
6. Кипенский А.В. Импульсно-цифровые и цифро-импульсные преобразователи: Учебное пособие для студентов, изучающих электронно-медицинскую аппаратуру / Х.: НТУ "ХПИ", 2000. – 132 с.

Надійшла 22.4.2011 р.

УДК 519.23: 618.2-071.6

М.О. ХВОСТИВСЬКИЙ, Є.Б. ЯВОРСЬКА

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

## МЕТОД ВИЯВЛЕННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ПЛОДУ В УТРОБІ МАТЕРІ У СУМІШІ ІЗ ЗАВАДАМИ

*Розроблено метод, який дає можливість оперативно із заданою достовірністю виявити електрокардіосигнал (ЕКС) плоду в утробі матері. Задача формулюється так, що необхідно виявляти ЕКС плоду у адитивній суміші ЕКС матері та завади типу білого гаусівського шуму (БГШ) за енергіями умовних еталонів. При цьому для вибору рішення застосовано критерій Неймана-Пірсона.*

*A method that gives an opportunity operatively with the set authenticity to discover to the electrocardiosignal (ECS) fruit in the womb of mother is worked out. A task is formulated so, that it is necessary to discover ECS to the fruit in additive ECS mothers and hindrances as white gaussian noise (WGH) after energies of conditional standards. Thus for the choice of decision the criterion of Neyman-Pirson is applied.*

Ключові слова: електрокардіосигнал плоду та матері, завада, критерій Неймана-Пірсона.

### Вступ

В ході спостереження за протіканням вагітності, особливо, ускладненої, виникає необхідність в реєстрації електрокардіосигналу (ЕКС) плоду і в моніторинзі характеристик його серцевого ритму [1,2]. В основному, інвазивні технології, які використовуються на сьогодні, забезпечують хорошу якість реєстрованого ЕКС і високу достовірність отримуваних характеристик серцевого ритму, але вимагають накладення одного з електродів на голівку плоду, і тому можуть застосовуватися тільки в ході пологів [3]. Для раннього ж діагнозу впродовж вагітності, який забезпечує своєчасність і ефективність відповідного лікарського втручання, найбільш відповідними є неінвазивні технології, базовані на використанні ЕКС плоду, зареєстрованого на поверхні тіла матері [4,5].

Хоча перші вдалі досліди в цьому напрямі були проведені вже більше сорока років тому, проте до останнього часу не було запропоновано надійних технологій і недорогої техніки, що дають можливість отримувати стійкі і достовірні результати. Проблема полягає в тому, що зареєстровані на поверхні тіла матері сигнали є сумішшю материнського ЕКС, значно нижчого (в 10 – 100 разів) по рівню ЕКС плоду і численних завад – мережевої завади, материнського електроміосигналу, дихальної складової, електродних артефактів і шумів реєструючої апаратури.