УДК 681.325

ЗАСОТОСУВАННЯ ЕНТРОПІЙНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ДЛЯ ВИДІЛЕННЯ ІНФОРМАТИВНИХ ЧАСТИН СИГНАЛІВ В АВТОМАТИЗОВАНИХ СИСТЕМАХ ДІАГНОСТУВАННЯ ТА КОНТРОЛЮ

С.І. Мельничук, М.Г. Федоришин

"Галицька академія", вул. Вовчинецька, 227, м. Івано-Франківськ, 76006, тел. (8-0342) 72-30-23

Розглянуто особливості використання ентропійних характеристик сигналів у вимірювальних каналах систем контролю та керування з метою виділення їх інформативних частин.

Рассмотрены особенности использования ентропийных характеристик сигналов в измерительных каналах систем контроля и управления с целью выделения их информативных частей.

Using signals entropy descriptions in the channels of the control and management systems with the purpose of their information parts selection are considered.

Реалізація сучасних систем діагностування, контролю та керування ґрунтується на використанні інформаційно-вимірювальних каналів, які забезпечують перетворення аналогових неелектричних величин у відповідні електричні: амплітуда, частота, фаза тощо з подальшою їх обробкою та інтерпретацією. Виділення інформативної частини з потоку даних найчастіше реалізується на основі методів кореляційного аналізу [1]. Проте такий підхід забезпечує максимальну ефективність тільки в тому випадку, коли форма очікуваного сигналу наперед відома, тобто необхідно мати еталонний взірець (взірці), що дозволяло б реалізувати функцію згортки. Однак на практиці зустрічаються інформаційні джерела, що практично не дозволяють отримати еталонну форму досліджуваного процесу, що суттєво ускладнює застосування кореляційних методів. Одним з прикладів таких джерел є дихальна система людини, дослідження якої є актуальним завданням з погляду діагностування. Фактично отримати акустичне представлення еталонного дихального руху неможливо, оскільки він зазнає спотворень в наслідок дії шумів спричинених функціонуванням інших частин організму, а також випадкових шумових процесів навколишнього середовища.

Найпоширенішим варіантом вирішення описаних проблем є застосування попередньої обробки інформаційних потоків з метою усунення чи мінімізації сторонніх впливів. На практиці широко застосовуються методи спектрального аналізу, які дозволяють виділи частотний діапазон досліджуваного процесу, а також ділянки спектру, за якими можна провести дослідження його характеристик. Проте такий підхід не дозволяє оцінювати форму сигналів, які спотворенні шумами з частотним спектром, що перекриває частотний спектр корисного сигналу. Крім того, ефективна реалізація спектрального аналізу потребує значних апаратних та обчислювальних ресурсів.

Одним із перспективних шляхів вирішення згаданої проблеми є використання статистичних характеристик, зокрема ентропійних, при попередній обробці та представленні таких сигналів [2].

Запропонований спосіб попереднього оброблення інформаційних потоків потребує дослідження ефективності застосування обраної статистичної характеристики, на основі якої реалізується їх відповідне представлення і подальше оброблення. Доцільно також розглянути вплив відповідних параметрів, які використовуються для конкретної обчислювальної реалізації задіяного методу перетворення (представлення) даних. Таким чином об'єктом дослідження є статистичні, зокрема, ентропійні характеристики інформаційних джерел (сигналів), спотворених шумами, а підтвердження доцільності їх застосування при попередньому обробленні є основною метою роботи.

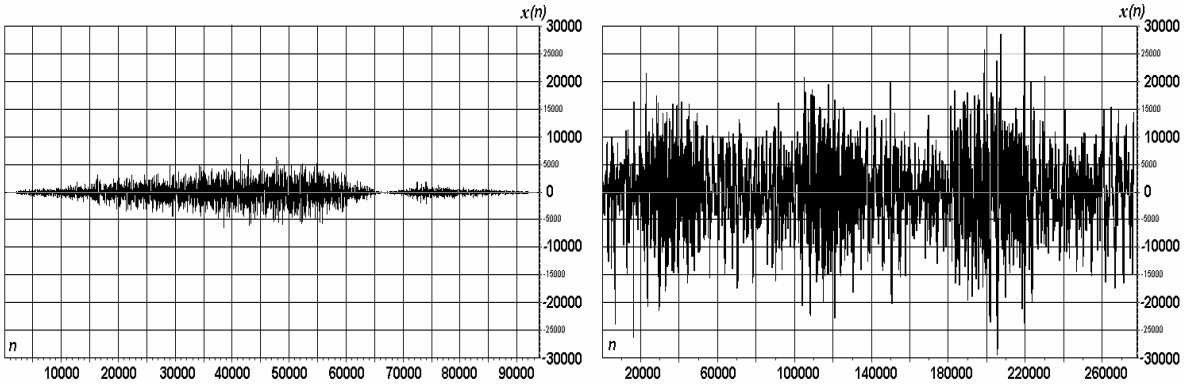
Для оцінки ефективності застосування кореляційного оброблення сигналів, спотворених шумами, без попереднього оброблення та з ним проведено експериментальні дослідження, в результаті записано ряд акустичних реалізацій дихальних рухів людини. При записі було використано традиційний фонендоскоп з вмонтованим акустичним перетворювачем, який забезпечував формування аналогових електричних сигналів, які в подальшому оцифровувались 16-ти розрядним аналого-цифровим перетворювачем з частотою дискретизації 44100 Гц. Доцільно зазначити, що вислуховування проводилось за загально прийнятою аскультативною методикою [3] із збереженням результатів в пам'яті ЕОМ. За еталонні реалізації дихальних рухів взято записи акустичних реалізацій з [4 – 6].

Оброблення згаданих сигналів кореляційними методами без попередньої обробки не дозволяє реалізувати процедуру їх виділення, оскільки навіть послідовні дихальні рухи дещо відрізняються, що ускладнює застосування еталонних сигналів. Приклад кореляційної та коваріаціної функцій оброблення амплітудно-часових реалізацій дихального руху здорової людини подано на рис.1. і рис.2.

При подальших дослідженнях здійснено попереднє оброблення на основі використання ентропійних оцінок послідовних фрагментів (вибірок) попередньо оцифрованих акустичних реалізацій дихальних рухів. Тобто в процесі оброблення кожна реалізація розбивалась на послідовні блоки фіксованої довжини, для кожного з яких обчислювалась оцінка ентропії згідно формули К. Шеннона [7]:

$$H = -\sum P_i \log_2 P_i , \qquad (1)$$

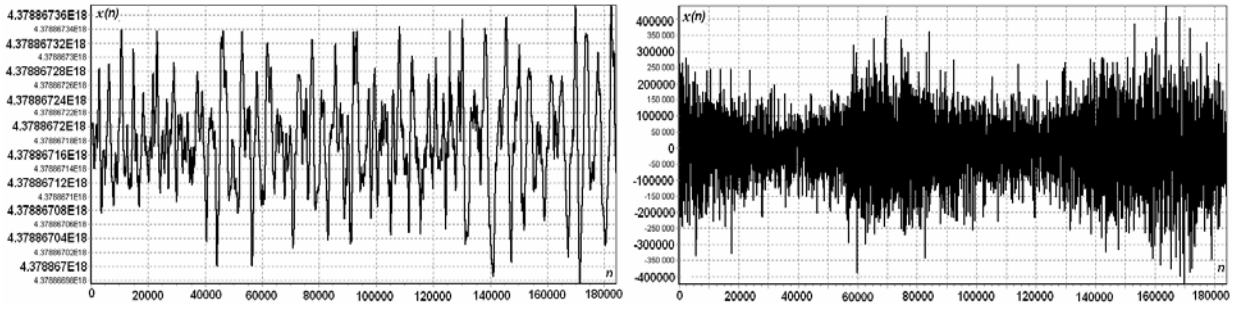
де P_i – ймовірність появи x_i-ого значення сигналу в блоці.



а) *б)*

а) один рух; б) три послідовні рухи

Рисунок 1 – Амплітудно-часові реалізації рухів дихальної системи людини



а) *б)*

а) – Кореляційна функція; б) – коваріаційна функція

Рисунок 2 – Функції відповідних реалізацій дихальних рухів людини

Внаслідок такого перетворення формується характеристика, яка відносно сигналу має меншу довжину:

$$N = N_s / N_b \,, \qquad (2)$$

де N_s – довжина сигналу (кількість одиничних перетворень АЦП – відліків n), N_b – розмір блоку у відліках n.

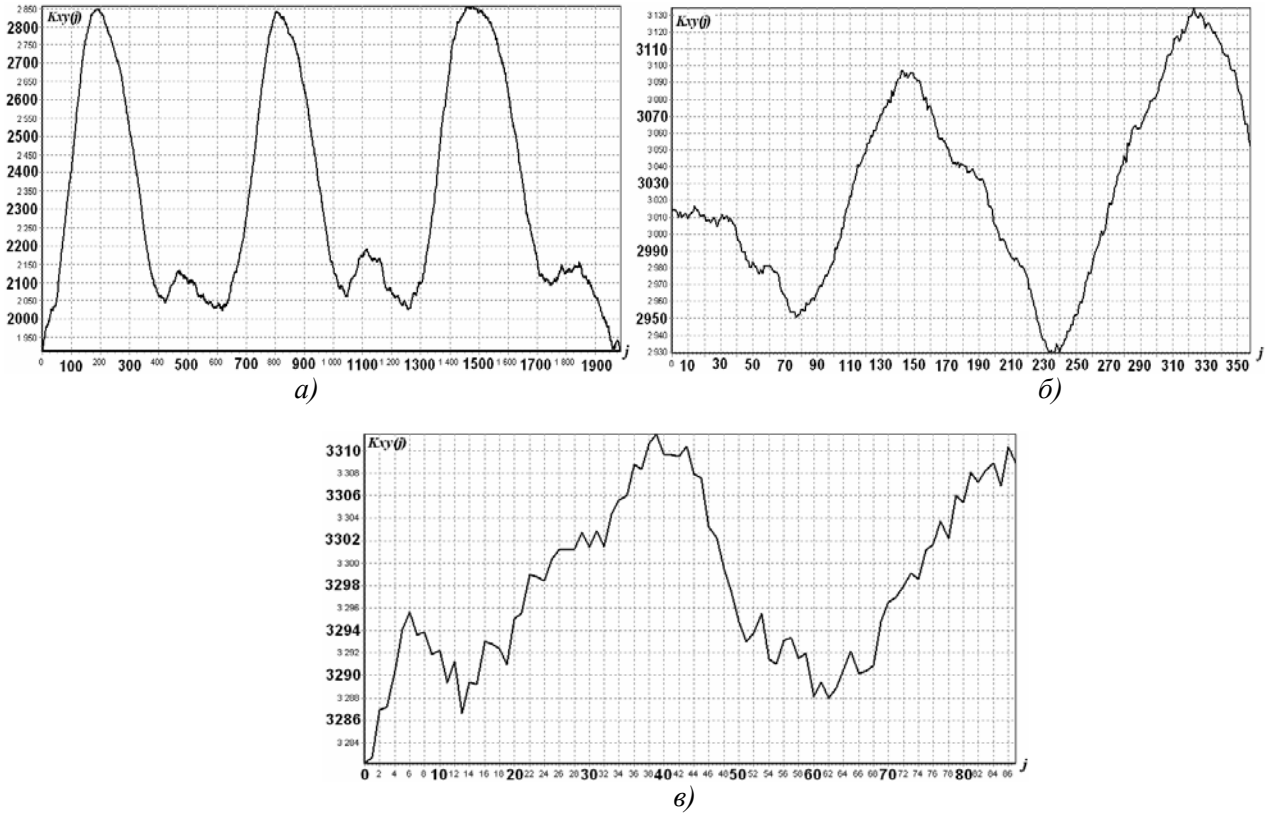
Фактично застосування етропійної характеристики дозволяє усунути значну кількість нетривалих одиничних випадкових спотворень сигналу, оскільки їм характерна низька ймовірність появи.Подальше оброблення здійснювалось шляхом обчислення взаємоковаріаційної функції ентропійних характеристик еталонної реалізації і реалізації виміряної (отриманої експериментально) за формулою:

$$K_{xy}(j) = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i y_{j+i} \,, \qquad (3)$$

де $\{x_i\}$ – ентропійна характеристика еталонної реалізації, $\{y_i\}$ – ентропійна характеристика виміряної реалізації, N – розмір ентропійної характеристики еталонної реалізації.

Крім того, в процесі проведених досліджень встановлено, що оптимальний результат оброблення досягається при коваріації ентропійних характеристик, обчислених при розбитті сигналу на блоки розміром n=128 відліків з ентропійною характеристикою еталону, обчисленою при розбитті на блоки розміром n=512 відліків. На рис. 3 подано коваріаційні функції таких характеристик амплітудно-часової реалізації трьох послідовних рухів дихальної системи, розглянутих вище.

Використання меншого розміру вибірки (рис. 3, *а*), дозволяє отримати кращі результати. Доцільно зазначити, що перевірку впливу розміру вибірки для формування ентропійної характеристики на ефективність коваріаційного оброблення проведено для різних n як еталонних реалізацій, так і виміряних реалізацій сигналів.



а) *б)* *в)*

а) – n=128; б) – n=512; в) – n=1024

Рисунок 3 – Коваріаційна функція ентропійних характеристик еталонної реалізації при n=512 та експериментальних реалізацій рухів дихальної системи людини

На наступному етапі дослідження проведено аналіз впливу інтенсивності випадкових процесів (шумів), які накладались на інформаційний сигнал, на точність визначення початкової фази дихального руху. Встановлено, що величина відхилення коливається в межах від 1% до 7% від тривалості одного руху дихальної системи і залежить від форми конкретної реалізації сигналу та якості еталону.

Оскільки формування будь-яких статистичних характеристик ґрунтується на обробці деякої множини (вибірки), в нашому випадку дискретних реалізацій сигналу, що відтворює процес, то виникає необхідність дослідження впливу величини зміщення початку відліку (формування вибірки) до початку інформативної частини сигналу – синхронізації. Узагальнені результати такого аналізу для різних сигналів подано на рис.5.

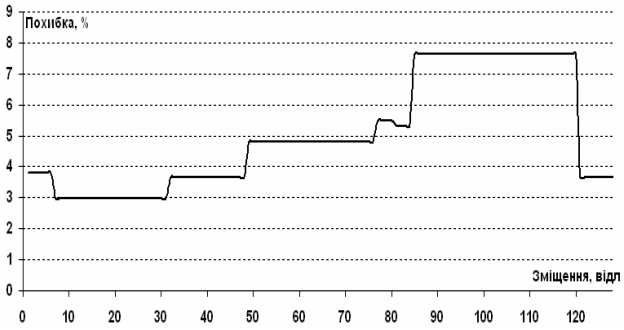


Рисунок 5 – Залежність похибки визначення початкової фази руху дихальної системи від моменту початку формування вибірки

Як можна побачити, представлення сигналів у вигляді ентропійної характеристики практично на потребує реалізації додаткових алгоритмів для забезпечення синхронізації початку інформативної частини сигналу, величина похибки при різних зміщеннях не перевищує 8%. Для покращення цього показника до 4…5% достатньо реалізувати обчислення паралельної коваріаційної функції зі зміщенням на 0,5 загальної тривалості задіяної еталонної реалізації сигналу.

ВИСНОВКИ

Проведені дослідження підтвердили ефективність застосування ентропійної характеристики на етапі попередньої оброблення.

Встановлено наявність впливу розміру вибірок на ефективність кореляційної обробки ентропійних характеристик еталонних на виміряних амплітудно-часові реалізації рухів дихальної системи.

При реалізації систем діагностування, контролю та керування, які реалізуються при обробленні інформаційних сигналів спотворених шумами, доцільно використовувати для подальшого аналізу статистичні, зокрема, ентропійні характеристики, що дозволяє суттєво покращити ефективність, що не потребує значних додаткових апаратних та обчислювальних затрат.

Література

1. Рабинер Л.Р., Шафер Р.В. Цифровая обработка речевых сигналов. Пер. с англ. – М.: Радио и связь, 1981. – 270 с.

2. Козленко М. І., Мельничук С. І. Формування та обробка широкосмугових сигналів на основі випадкових процесів зі змінною ентропією розподілу імовірностей станів // Наукові вісті інституту менеджменту та економіки "Галицька академія". – 2006. –№1. – С. 28 – 31.

3. Пропедавтика внутренних болезней. Під ред. В.Х. Василенко, А.Л. Гребенева. – 2-е изд., перераб. и доп.—М.: Медицина, 1983. – 640 с.

4. COURSE WEB PAGE [Електронний ресурс]. – Режим доступу : http://medocs.ucdavis.edu/IMD/420C/sounds/normal/jvesicul.aiff.

5. PT 630 – Breath Sounds [Електронний ресурс]. – Режим доступу :http://jan.ucc.nau.edu/~daa/heartlung/breathsounds/WINAUS/Audio/AEND.WAV

6. COURSE WEB PAGE [Електронний ресурс]. – Режим доступу :http://medocs.ucdavis.edu/IMD/420C/sounds/others/jvesicul.aiff

7. Жураковський Ю.П., Полторак В.П. Теорія інформації та кодування. – Київ: Вища шк., 2001. – 255с.

Поступила в редакцію 30.09.2008р.