

3. Ільченко О.М. Система вимірювання потужності оптичного випромінювання на основі частотних перетворювачів з від'ємним опором / Савчук Б.С. / Матеріали XV Міжнародного молодіжного форуму „Радиоелектроника и молодежь в XXI веке” // Сб. матеріалів форуму. Т. 2. / Харьков: ХНУРЕ, 2011. – С. 95-96.

4. Разевиг В.Д. Применение программ P-CAD и Pspice для схемотехнического моделирования на ПЭВМ. Выпуск 2. Модели компонентов аналоговых устройств / В.Д. Разевиг. – М.: Радио и связь, 1992. – 72 с.

5. Ферри Д. Электроника ультрабольших интегральных схем / Ферри Д., Эйкерс Л., Гринич Э. – М.: Мир, 1991. – 327 с.

Надійшла 11.4.2011 р.

УДК 621.375

А. ЛЯПАНДРА

Тернопільський національний економічний університет

## АМПЛІТУДНО-ЧАСОВІ ПАРАМЕТРИ БІОЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ СИГНАЛІВ ФАЗОВОГО РІВНЯ БІОТЕХНІЧНИХ СИСТЕМ

*В статті обґрунтовано амплітудно-часові параметри біоелектромагнітних сигналів фазового рівня біотехнічних систем та узгоджено ці параметри з теорією сигналів. Набув подальшого розвитку опис фазового рівня біотехнічних систем. Обґрунтовані параметри практично застосовано при дослідженні вільно-радикальних властивостей біопроб за допомогою хемілюмінометра.*

*In the article the amplitude-time parameters of bioelectromagnetic signals of biotechnical systems' phase level are grounded and these parameters are agreed with the theory of signals. Assumed further development description of the biotechnical systems' phase-level. Grounded parameters are practically applied in the study of free-radical properties bioassays with chemiluminometer.*

Ключові слова: амплітудно-часові параметри, фазовий рівень, біоелектромагнітний сигнал, біотехнічна система.

### Постановка задачі

Важливою проблемою сьогодення є збільшення тривалості повноцінного життя людини. В рамках цієї проблеми актуальною технічною задачею є підвищення швидкодії та ефективності біотехнічних систем, робота яких полягає у прийнятті рішень на основі інформативних параметрів біоелектромагнітних сигналів.

Оскільки такі системи є складними, то їх структура поділена на рівні. Внаслідок цього отримують, в тому числі, фазовий рівень біотехнічної системи, що спрощує її проектування. Він утворений керованою зміною стану біопроби. Вихідною інформацією цього рівня є амплітудно-часові параметри біоелектромагнітних сигналів. Для забезпечення проведення ефективного проектування біотехнічних систем необхідно розробити моделі всіх їх рівнів з врахуванням тих параметрів, які повинні бути отримані на кожному рівні. Тому актуальною задачею є обґрунтування амплітудно-часових параметрів фазового рівня біотехнічних систем, робота яких ґрунтується на опрацюванні біоелектромагнітних сигналів.

### Аналіз досліджень та публікацій

Задачі обґрунтування амплітудно-часових параметрів, отриманих при біофізичних та медичних дослідженнях, присвячено численні роботи, серед яких відзначимо монографії В.Г. Абакумова «Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг» [1] та А.І. Биха, М.М. Рожицького «Електрохемілюмінесцентний метод» [2]. У цих працях розглянуто загальні питання стосовно параметрів сигналів.

### Виділення невирішених частин

Слід зауважити, що у вказаних працях недостатньо уваги приділено висвітленню підходів до обґрунтування амплітудно-часових параметрів біоелектромагнітних сигналів фазового рівня біотехнічних систем. Внаслідок цього при проектуванні низки біотехнічних систем, наприклад хемілюмінометрів, виникають суттєві труднощі.

### Формулювання цілей

У статті об'єктом дослідження є біоелектромагнітний процес, який виникає при збуренні біопроби, а його предметом – інформативні компоненти електричного сигналу, що викликаний біоелектромагнітним сигналом.

Для розв'язання задачі обґрунтування амплітудно-часових параметрів фазового рівня біотехнічних систем необхідно провести опис фазового рівня біотехнічної системи, узгодити ці параметри з теорією сигналів та визначити їх математичне сподівання. При цьому застосувати методи досліджень як теоретичного, так і практичного характеру.

### Опис фазового рівня біотехнічних систем

Типові параметри біопроб визначають на основі відображення електричного сигналу, який утворений біоелектромагнітним процесом. Електричний сигнал характеризується такими складовими:

1) інформативний детермінований сигнал  $s(t, p_1, p_2, \dots, p_n)$ . За умови, що випромінювання є детерміноване стосовно до властивостей біопроб [3] параметри  $p_1, p_2, \dots, p_n$  залежать від цих властивостей. У публікації [4] вказано, що інформативний детермінований хемілюмінесцентний сигнал описується таким чином:

$$s(t, p_1, p_2, \dots, p_n) = F(A_{1\sigma}, \tau_{1\sigma}, A_{2\sigma}, \tau_{2\sigma}, A_{3\sigma}, \tau_{3\sigma}), \quad (1)$$

2) випадковий процес  $\xi(t)$ , який породжений шумами і завадами технічних засобів. Характеризується таким представленням:

$$\xi(t) = \{ \xi^{(k)}(t); n_{\sigma}(t); t \in T; \xi^{(k)}(t) \in D_{\xi} \}, \quad (2)$$

де  $T$  – область значень часового аргументу  $t$ ;  
 $D_{\xi}$  – область значень випадкового процесу  $\xi(t)$ .

Деякі аспекти випадкового процесу досліджено в публікації [5].

Отже зареєстрований сигнал  $x(t, p_1, p_2, \dots, p_n)$  є результатом стосовно до інформативної складової  $s(t, p_1, p_2, \dots, p_n)$  та двох випадкових процесів:  $n_{\sigma}(t)$  – біологічної та  $\xi_m(t)$  – технічної природи [6]. Таким чином однією з необхідних умов достовірного опису сигналу  $s(t, p_1, p_2, \dots, p_n)$  є вибір амплітудно-часових параметрів, які є адекватні до біоелектромагнітних сигналів.

Біоелектромагнітним сигналам  $x(t, p_1, p_2, \dots, p_n)$  властиві такі підпростори стану: фаза спонтанного (СБП) та фаза ініційованого біоелектромагнітного процесу (ІБП). Фінітний ХЛ-сигнал є інформативним стосовно властивостей біопроби. Його отримують внаслідок реалізації процедури реєстрації у фазі ІХЛ. Якщо при аналізі біопроба активується один раз, то реєстрований сигнал є аперіодичним [7]. Також реєструють електричні коливання, які містять відомостей про шумові характеристики вимірювального каналу, аналогової та цифрової частини біотехнічної системи.

Реєстрограму розбивають на інтервали згідно з підпросторами стану (рис. 1).

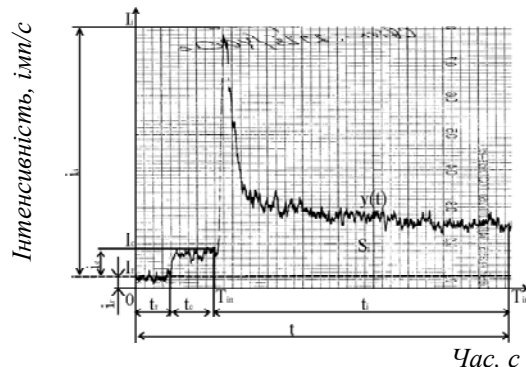


Рис. 1. Аналіз і опрацювання результатів реєстрації біоелектромагнітного сигналу

### Амплітудно-часові параметри фазового рівня біоелектромагнітних сигналів біотехнічних систем та їх узгодження з теорією сигналів

На основі інтервалів підпросторів стану визначимо амплітудно-часові параметри фазового рівня біотехнічних систем. Для цього:

- 1) протягом часу  $t_T$  вимірюємо темновий струм  $s_T(t)$ . Визначаємо його середнє значення  $\bar{S}_T$  (рис. 2);
- 2) вимірюємо сигнал у фазі спонтанного біопроцесу  $s_C(t)$  протягом часу  $t_C$ . Величину інтенсивності спонтанного біопроцесу  $\bar{S}_C$  визначаємо як різницю її середнього значення  $\bar{S}_C$  та середнього значення темнового струму  $\bar{S}_T$ ;

3) значення інтенсивності ініційованої ХЛ  $s_I(t)$ , яку вимірюємо протягом часу  $t_I$ , визначаємо як різницю виміряної величини і  $\bar{S}_C$  та  $\bar{S}_T$ . У момент часу  $T_{I\max}$  досягається найбільше значення  $S_{I\max}$ . Значення  $S_{I\max}$  та  $T_{I\max}$  є параметрами біопроцесу;

4) на основі реєстрограми з прямокутного трикутника АВС визначаємо тангенс кута  $\beta$ . Цей параметр є коефіцієнтом біопроцесу;

5) світлосума – значення інтеграла електричного сигналу протягом часу  $t_i$  є також параметром біопроцесу.

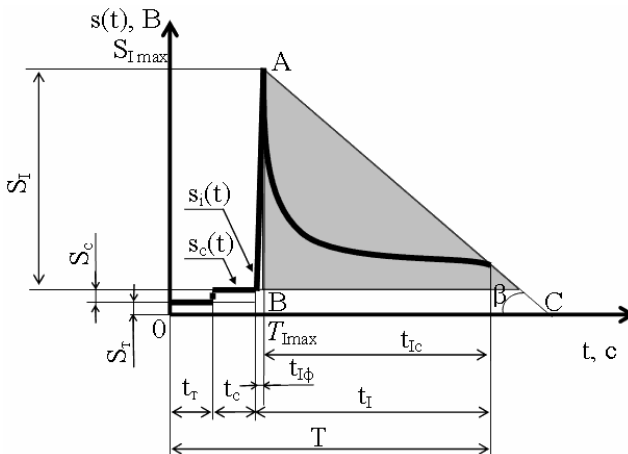


Рис. 2. Амплітудно-часові параметри біоелектромагнітних сигналів фазового рівня біотехнічних систем

Оскільки досліджуємо саме електричний сигнал, то його параметри описано з використанням термінології теорії сигналів [7]. Як правило, біоелектромагнітні сигнали характеризуються середнім значенням та флуктуаціями, які є завадами (у чому можна пересвідчитися з рис. 1).

Параметри, які опосередковано характеризують властивості біоматеріалу:

- 1) найбільше значення потужності біоелектромагнітного сигналу фази ініційованого біопроцесу  $W_{I\max}$  (рис. 2) характеризує відповідь біоматеріалу на збурення (дію активатора);
- 2) момент часу найбільшого значення потужності біоелектромагнітного сигналу фази ініційованого біопроцесу  $T_{I\max}$ ;
- 3) середнє значення електричної потужності біоелектромагнітного сигналу  $\bar{W}_I$  фази ініційованого

біопроесу. При цьому прийнято, що значення опору становить 1 Ом, оскільки потужність цікавить нас не як фізична величина, а як засіб порівняння [7]:

$$\bar{W}_I = \frac{1}{T_I} \int_{t_c}^{t_i} s_i^2(t) dt \quad (3)$$

4) енергія  $E_C$  біоелектромагнітного сигналу в фазі спонтанного біопроесу (рис. 2, площа обмежена лініями  $s_C(t)$ , рівнями  $\bar{S}_T$ , початком і завершенням  $t_C$ ):

$$E_C = \int_{T_T}^{T_C} s_C(t) dt \quad (4)$$

5) енергія  $E_I$  біоелектромагнітного сигналу фази ініційованого біопроесу (рис. 2, площа обмежена суцільними лініями  $s_I(t)$ , рівнями  $\bar{S}_C$ , початком і завершенням  $t_I$ ):

$$E_I = \int_{T_C}^{T_I} s_I(t) dt \quad (5)$$

6) коефіцієнт біопроесу  $k$  є часткою від поділу найбільшої енергії ініційованого біопроесу  $E_I$  та тривалості реєстрації ініційованого біопроесу  $t_i$ :

$$k = \frac{E_i^{\max}}{t_i} \quad (6)$$

### Практичне застосування амплітудно-часових параметрів біоелектромагнітних сигналів фазового рівня біотехнічних систем при дослідженні вільно-радикальних властивостей

На сучасному рівні розвитку медичної науки та біотехнічних систем значний інтерес викликають хемілюмінесцентні сигнали (ХЛС). Тому в подальшому застосуємо обґрунтовані амплітудно-часові параметри біоелектромагнітних сигналів для дослідження вільно-радикальних властивостей біопроб на основі хемілюмінесцентних сигналів за допомогою хемілюмінометра. В такому випадку біоелектромагнітним випромінюванням є хемілюмінесцентне (ХЛ) випромінювання, що активоване хімічним активатором -- пероксидом водню [8]. При цьому скористаємося методиками визначення амплітудно-часових параметрів біоелектромагнітних сигналів фазового рівня біотехнічних систем проф. Гонського Я.І [9] та тою, яка описана в монографії [10].

Згідно з ними досліди проводимо в термостатованій камері за температури +37°C. Всі показники кінетики хемілюмінесценції біопроби визначаємо відносно темного струму  $i_m$ , який приймаємо за умовний нуль.

У кювету додаємо 60 мл біоматеріалу. Реєструємо спонтанну ХЛ (СХЛ).

Для підвищення квантового виходу ХЛ або збільшення швидкості реакції застосуємо активатор – пероксид водню ( $H_2O_2$ ). Додаємо 0,2 мл 1,5 М 3,0 % розчину пероксиду водню та реєструємо ініційовану ХЛ (ІХЛ) до виходу проби на стаціонарний рівень світіння. Амплітуду ХЛ після добавляння активатора  $i_c$ , визначаємо шляхом вимірювання відстані від рівня фону  $I_m$  до верхнього рівня світіння  $I_c$  (рис. 1). Світлосуму світіння  $S_i$  визначаємо шляхом обчислення площі, обмеженої кривою світіння  $y(t)$ , лінією фону  $i_m$  та лініями, які відображають початок  $t_m$  і кінець світіння  $t_{ik}$ . Коефіцієнт хемілюмінесценції пероксидом водню  $K_c$  є часткою від поділу амплітуди ініційованої хемілюмінесценції (ІХЛ)  $i_i$  та тривалості реєстрації ІХЛ  $t_i$ , а саме:  $K_c = i_i / t_i$  [11].

На основі отриманих значень визначаємо амплітудно-часові параметри біоелектромагнітних сигналів згідно з формулами (3-6). Отримані результати наводимо в табл. 1.

Таблиця 1

### Значення амплітудно-часових параметрів біоелектромагнітних сигналів фазового рівня хемілюмінометра

№ п/п	Найбільше значення потужності ХЛС у Ф ІХЛ	Момент часу найбільшого значення потужності ХЛС у Ф ІХЛ	Середнє значення потужності ХЛС у Ф СХЛ	Енергія ХЛС у Ф СХЛ	Енергія ХЛС у Ф ІХЛ	Коефіцієнт ХЛ
1	2	3	4	5	6	7
Позначення	$W_{I_{\max}}$	$t_{I_{\max}}$	$\bar{W}_I$	$E_C$	$E_I$	$k$
Обчислено за формулою	-	-	3	4	5	6
Одиниця вимірювання	$B^2$	с	$B^2$	$B^2 \cdot c$	$B^2 \cdot c$	-
1	1,900	0,444	0,167	1226	86330	0,174

1	2	3	4	5	6	7
2	1,678	0,152	0,155	1227	86100	0,169
3	1,688	0,193	0,166	1229	86550	0,166
4	1,722	0,291	0,154	1227	86526	0,166
5	1,785	0,418	0,173	1224	86127	0,178
6	1,622	0,469	0,171	1228	86103	0,189
7	1,715	0,103	0,171	1228	86129	0,192
8	1,797	0,124	0,168	1226	86594	0,191
9	1,660	0,102	0,158	1227	86175	0,177
10	1,656	0,343	0,151	1226	86378	0,186
11	1,918	0,234	0,173	1229	86835	0,181
12	1,673	0,131	0,177	1227	86139	0,173
13	1,629	0,240	0,170	1227	86106	0,181
14	1,700	0,321	0,156	1225	86403	0,174
15	1,755	0,300	0,167	1227	86121	0,182
16	1,688	0,193	0,166	1229	86550	0,166
17	1,622	0,469	0,171	1227	86103	0,189
18	1,656	0,343	0,151	1226	86378	0,186
19	1,700	0,321	0,156	1225	86403	0,174
20	1,678	0,152	0,155	1227	86100	0,169
Середнє значення	1,712	0,267	0,164	1226,85	86307,5	0,178
Дисперсія	$6,8 \times 10^{-3}$	$1,5 \times 10^{-2}$	$6,9 \times 10^{-5}$	1,8	47890,0	$7,5 \times 10^{-5}$

Як видно з табл. 1, статистичні значення амплітудно-часових параметрів біоелектромагнітних сигналів фазового рівня хемілюмінометра узгоджуються з тими статистичними значеннями, які властиві для хемілюмінесцентних досліджень [12].

### Висновки

Таким чином на основі проведеного дослідження обґрунтовані амплітудно-часові параметри біоелектромагнітних сигналів фазового рівня біотехнічних систем. Це сприятиме уніфікації таких параметрів біоелектромагнітних процесів, які отримують з використанням різних методик. Уніфікація амплітудно-часових параметрів біоелектромагнітних сигналів дасть можливість їх порівнювати з еталонними значеннями.

Подальшим кроком є розроблення моделі для класу задач визначення амплітудно-часових параметрів біоелектромагнітних сигналів з метою опосередкованого оцінення параметрів біопроб. Використання такої моделі планується при розробці цифрової частини біотехнічної системи.

### Література

1. Абакумов В. Г. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг [Текст] / В. Г. Абакумов, О. І. Рибін, Й. Сватош. – К.: Нора-принт, 2001. – 516 с.
2. Рожицкий Н. Н. Электрохимическая люминесценция [Текст] / Н. Н. Рожицкий, А. И. Бых, М. А. Красногоровец. – Харьков: ХТУРЭ, 2000. – 320 с.
3. Теорія процесів і сигналів: У 2-х кн. Кн. 1. Детерміновані процеси [Текст]: підруч. / М. Б. Гумен, А. М. Гуржій, В. М. Співак, О. В. Богдан. – К.: Аверс, 2007 – 175 с. – ISBN 996-8934-05-9 (кн. 1)
4. Ляпандра А. С. Моделювання хемілюмінесцентного сигналу за умови активації пероксидом водню [Текст] / А. С. Ляпандра // Матеріали всеукраїнської наукової конференції Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя 13-14 травня 2009 р. – Тернопіль, 2009 – 106 с.
5. Карпінський М. П. Методи зменшення впливу дестабілізуючих факторів при біохемілюмінометричних вимірюваннях [Текст] / М. П. Карпінський, А. С. Ляпандра // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2006. – № 1. – С. 92– 102.
6. Ляпандра А. С. Ідентифікація захворювання на основі гармонійного аналізу хемілюмінесцентних сигналів біопроб [Текст] / А. С. Ляпандра // Вісник Хмельницького національного університету. – 2007. – № 6, Т.1. – С.137– 144.
7. Сергиенко А. Б. Цифровая обработка сигналов [Текст]: [учебник для вузов. 2-е изд.] / А.Б. Сергиенко. – СПб.: Питер, 2006. – 751 с.
8. Дружина Н. А. Хемілюмінесцентні методи в біохімічних дослідженнях [Текст] / Н. А. Дружина, А. Ю. Моисеев // Український біохімічний журнал. – 2005. – Т. 77. – № 2. – С. 58 – 65.
9. Гонский Ярослав Иванович. Участие некоторых металлов в окислительном метаболизме при экспериментальном опухолевом росте: дис.... д-ра. мед. наук / Гонский Ярослав Иванович. – Ивано-

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]:

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