



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **66436** (13) **U**  
(51) **МПК (2011.01)**  
**A61B 5/02 (2006.01)**  
**A61B 1/00**  
**G01N 21/00**

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
УКРАЇНИ

## ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

### (54) СПОСІБ ОЦІНКИ ДОБОВОГО СЕРЦЕВОГО РИТМУ

1

2

(21) u201103448

(22) 23.03.2011

(24) 10.01.2012

(46) 10.01.2012, Бюл. № 1, 2012 р.

(72) КИСЕЛЬОВА ОЛЬГА ГЕННАДІЇВНА, НАСТЕНКО ЄВГЕН АРНОЛЬДОВИЧ, НОСОВЕЦЬ ОЛЕНА КОСТЯНТИНІВНА, ГЕРАСИМЧУК МАКСИМ ВІКТОРОВИЧ

(73) КИСЕЛЬОВА ОЛЬГА ГЕННАДІЇВНА, НАСТЕНКО ЄВГЕН АРНОЛЬДОВИЧ, НОСОВЕЦЬ ОЛЕНА КОСТЯНТИНІВНА, ГЕРАСИМЧУК МАКСИМ ВІКТОРОВИЧ

(57) Спосіб оцінки добового серцевого ритму, який включає визначення складності поведінки отриманих біологічних сигналів шляхом проведення ЕКГ-

досліджень, який **відрізняється** тим, що визначення регулярності повторень ритму серця у часовій послідовності та їх оцінку проводять за допомогою математичного аналізу даних електрокардіограми, побудованому на основі використання методу колмогорівської складності із застосуванням лінійного архіватора, за даними якого та/або різницевої послідовності з порівнянням вхідної і стиснутої послідовності кардіоінтервалів будують словник регулярностей, при цьому оцінюють зміст, частоту повторень і довжину розглянутих регулярностей, включаючи екстрасистолії, пробіжки ритму і т.п., та їх часове розташування (час доби, коли вони зустрічаються).

Корисна модель належить до медицини, а зокрема кардіології, функціональної діагностики, математики і може використовуватись з метою покращення діагностики захворювань серцево-судинної системи з визначенням рівнів ризику їх виникнення та прогнозування перебігу шляхом визначення складності поведінки добового серцевого ритму.

Колмогорівська складність деякої послідовності даних визначається як мінімальна довжина обчислювального алгоритму, який міг би відтворити задану послідовність. Інакше кажучи, колмогорівська складність послідовності - це довжина найкоротшої програми, яка може породити цю послідовність. Можна провести аналогію з архіваторами. Тоді складність файлу ми розуміємо як розмір найменшого архіву, що розпаковується в цей файл. Зниження показника колмогорівської складності особливо в поєднанні зі зниженням варіабельності числової послідовності є досить грізною ознакою зниження регуляторної надмірності організму і може розглядатися як ознака зростання ймовірності настання раптової серцевої смерті. Такі ситуації часто спостерігаються у відділеннях кардіореанімації (наприклад, гострий ІМ, кілька перенесених ІМ в анамнезі тощо).

В останні роки використання методів нелінійної динаміки при аналізі серцевого ритму набуває

все більшої популярності [5, 6]. Крім того, фізіологічна гнучкість серцевої системи обумовлена нелінійним характером змін серцевого ритму, для оцінки яких необхідне використання спеціальних методів [7, 8, 9, 10]. Одним з таких методів оцінки поведінки серцевого ритму є метод алгоритмічної складності за Колмогоровим. Суть методу полягає у застосуванні лінійного архіватора та порівнянні вихідної і стиснутої послідовностей кардіоінтервалів.

Відомий спосіб прогнозування виникнення серцево-судинних захворювань у хворих на артеріальну гіпертензію (Патент України № 2349, опубл. 16.02.2004, Бюл. № 2, 2004 р.) шляхом проведення добового моніторингу, який відрізняється тим, що визначають середньодобову частоту серцевих скорочень і при одержанні значень в діапазоні від 81 до 100 уд./хв. прогнозують високий ризик розвитку серцево-судинних захворювань і несприятливий прогноз перебігу артеріальної гіпертензії.

Відомий спосіб контролю адекватності гемодіалізу (Патент України № 61607 А опубл. 17.11.2003, Бюл. № 11, 2003 р.), найближчий за метою та способом технічного вирішення, який базується на реєстрації коливального прискорення тонів серця з наступною комп'ютерною обробкою сигналів, який відрізняється тим, що коливальне

(19) **UA** (11) **66436** (13) **U**

прискорення тонів серця реєструють акселерометрами, розміщеними на поверхні грудної клітки пацієнта, після чого проводять фрактальний аналіз тонів серця на основі законів нелінійної динаміки, по результатах якого визначають об'єктивний стан гемодіалізного хворого.

За прототип взято спосіб прогнозування можливості виникнення аритмічних ускладнень у хворих на гострий інфаркт міокарда (Патент України № 37355 А, опубл. 29.12.1999, бюл. № 8), який включає проведення трьох тестів для визначення порушень серцевої діяльності: наявності пізніх потенціалів шлуночків шляхом реєстрації параметрів електрокардіограми /ЕКГ/ з високим розв'язанням, зміни автономної регуляції серця за допомогою оцінки параметрів варіаційної пульсометрії, змін гомогенності процесу реполяризації міокарда шляхом проведення ЕКГ-досліджень у 12-ти стандартних відведеннях, який відрізняється тим, що тести проводять на 2-6 тижнів від початку захворювання при проведенні запису результатів протягом 5 хвилин, розраховують індекс реполяризації /JP/ по формулі:

$$JP = \frac{QTc_{max}}{QTc_d}.$$

Проте, згідно з цим способом не використовують метод алгоритмічної складності за Колмогоровим для оцінки поведінки серцевого ритму, що полягає у застосуванні лінійного архіватора та порівнянні вихідної і стиснутої послідовностей кардіоінтервалів.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі, який включає визначення складності поведінки біологічних сигналів та відрізняється тим, що на основі використання методу колмогорівської складності застосовується лінійний архіватор з порівнянням вхідної і стиснутої послідовності кардіоінтервалів, проводиться оцінка повторюваності фрагментів кардіоінтервалограми, за даними якої та/або різницевої послідовності будується словник регулярностей, при цьому оцінюються як зміст, частота повторень і довжина розглянутих регулярностей, включаючи екстрасистолії, пробіжки ритму і т.п., так і їх часове розташування (час доби, коли вони зустрічаються).

Спосіб здійснюється наступним чином:

Суть методу полягає у застосуванні лінійного архіватора та порівнянні вхідної і стиснутої послідовності кардіоінтервалів. Даний метод, разом з показником апроксимаційної ентропії [2], може застосовуватися для оцінки повторюваності фрагментів кардіоінтервалограми. За даними кардіоінтервалограми та/або різницевої послідовності будується словник регулярностей. При цьому оцінюються як зміст, частота повторень і довжина розглянутих регулярностей, включаючи екстрасистолії, пробіжки ритму і т.п., так і їх часове розташування (час доби, коли вони зустрічаються).

Виділення регулярностей у часовій послідовності дозволяє її архівувати. При цьому, коефіцієнт стиснення (відношення довжини архівованої послідовності до довжини початкової послідовності) є кількісною характеристикою складності ВСР.

Для виявлення повторюваних ділянок серцевого ритму використовується алгоритм стиснення Lempel-Ziv-Welch (LZW) [3, 4].

Для реєстрації послідовностей кардіоінтервалів, що зустрічаються в СР, використовується словник. Словник являє собою таблицю, в якій міститься код послідовності, сама послідовність і кількість її появ у вхідних даних. Дана таблиця має так звану властивість передування, тобто для кожної послідовності wK в словнику, що складається з деякої послідовності часових інтервалів w і інтервалу K, послідовність w також міститься в словнику.

Основні визначення для спрощення викладу логіки алгоритму побудови словника за методом стиснення LZW:

а) "Ланцюжок" - послідовність часових інтервалів. Довжина ланцюжка може змінюватися від 1 до дуже великого числа інтервалів. Довільний ланцюжок позначається як "[...] K";

б) "Префікс" - майже те ж саме, що ланцюжок, але має на увазі, що префікс безпосередньо передує останньому елементу послідовності часових інтервалів, і префікс може мати нульову довжину. Довільний префікс позначається як "[...]";

в) "Поточний префікс" позначається "[.C.]". З цим префіксом буде постійно проводитись порівняння. Спочатку поточний префікс нічого не містить;

г) "Поточний ланцюжок" позначається "[.C.] K", де K - певний часовий інтервал. Утворюється поточними префіксом і наступним елементом (часовим інтервалом) в потоці вхідних даних. Алгоритм побудови словника за методом стиснення LZW:

1) словник ініціалізується значеннями часових інтервалів (одноелементними ланцюжками) в діапазоні від мінімального значення у вхідних даних до максимального з кроком 1 мс;

2) зчитується значення першого часового інтервалу з файлу вхідних даних (позначається P), [.C.] P стає поточним ланцюжком;

3) виконується пошук в таблиці ланцюжків, щоб визначити чи входить до неї [.C.] P. На першій ітерації це, звичайно, станеться, оскільки в таблицю (словник) при ініціалізації були занесені всі значення часових інтервалів, які зустрічаються у вхідних даних. Тепер поточним префіксом стає [.C.] P;

4) відбувається перехід до наступного елемента з ряду кардіоінтервалів (позначається Q). До поточного елемента додається поточний префікс, щоб сформувати [.C.] Q, тобто поточний ланцюжок;

5) виконується пошук у таблиці ланцюжків, щоб визначити, чи входить до неї [.C.] Q. На першій ітерації цього, звичайно, не буде. [.C.] Q додається в таблицю ланцюжків (словник). Поточним префіксом стає Q;

6) додавання елементів до [.C.] продовжується, щоб сформувати [.C.] K, до тих пір, поки [.C.] K не стане у словнику. [.C.] K додається в таблицю ланцюжків і т.д.

На псевдокоді алгоритм описується приблизно так:

1) Ініціалізація таблиці ланцюжків;

2) [.C.] < - порожньо;

3) K < - наступний елемент в потоці даних;

4) Чи входить [.C.] K в таблицю ланцюжків?

(Так: go [.C.] to <- [.C.] K; 3);  
 )  
 (Ні: додати [.C.] K в таблицю ланцюжків;  
 [.C.] <- K;  
 go to 3);  
 )

Коли виконується крок (3) і у вхідному потоці не залишається більше елементів, формування словника закінчено.

Зниження показника колмогорівської складності особливо в поєднанні зі зниженням варіабельності числової послідовності є досить грізною ознакою зниження регуляторної надмірності організму і може розглядатися як ознака зростання ймовірності настання раптової серцевої смерті.

Такі ситуації часто спостерігаються у відділеннях кардіореанімації (наприклад, гострий ІМ, кілька перенесених ІМ в анамнезі тощо).

Приклади конкретного використання.

Приклад 1

Приклад заповнення словника покроково для послідовності чисел «700 800 900» проілюстровано у таблицях 1 і 2.

Таблиця 1

Кроки побудови словника за алгоритмом LZW на прикладі трьохелементного ланцюга вхідних значень (700, 800, 900)

Елемент (K)	Поточний ланцюжок [.C.] K	Додавання елемента у словник (ланцюжок-позиція)
700	700	
800	800	700 800 (4)
700	800 700	800 700 (5)
800	700 800	
900	700 800 900	700 800 900 (6)
800	900 800	900 800 (7)
700	800 700	
800	800 700 800	800 700 800 (8)
700	800 700	
800	800 700 800	
700	800 700 800	800 700 800 700 9)
700	700 700	700 700 (10)
700	700 700	
700	700 700 700	700 700 700 (11)
700	700 700	
700	700 700 700	
700	700 700 700	700 700 700 700 (12)

Таблиця 2

Словник, побудований за даними таблиці 1

Ланцюжки, додані до словника при ініціалізації	
700	1
800	2
900	3
Ланцюжки, додані при розборі даних	
700 800	4
800 700	5
700 800 900	6
900 800	7
800 700 800	8
800 700 800 700	9
700 700	10
700 700 700	11
700 700 700 700	12

Для отримання більш повного словника і виявлення нових ланцюжків процедура заповнення словника виконується кілька разів. При цьому кожен раз використовується словник, сформований на попередньому кроці, замість ініціалізації (яка проводиться тільки на першому кроці).

Далі для кожного ланцюжка зі словника виконується його пошук у вхідних даних. При пошуку словник оновлюється і в нього заносяться дані про кількість входжень кожного ланцюжка у вхідний ряд кардіоінтервалів.

Отриманий на  $n$ -й ітерації виконання алгоритму стиснення словник містить всі знайдені послідовності значень часових інтервалів.

У зв'язку з високим ступенем варіації вхідних значень кардіоінтервалів динамічний ряд вимагає «усереднення». Це відбувається наступним чином:

а) Зазначається бажаний відсоток «усереднення» (параметр "Decensitize");

б) Проводиться пошук мінімального ( $\min\_value$ ) і максимального ( $\max\_value$ ) значення часового інтервалу у вихідних даних;

в) Формується ряд значень, починаючи з  $\min\_value$  і закінчуючи  $\max\_value$  з кроком  $step$ . Значення  $step$  знаходиться за формулою (1):

$step = \min\_value * \text{відсоток «усереднення»}; (1)$

г) Вхідний ряд часових інтервалів зводиться до отриманого ряду. Таким чином, кожен елемент отриманого ряду відрізняється від відповідного елемента вхідного ряду не більше ніж на заданий відсоток.

На основі аналізу кількості та довжини знайдених ланцюжків кардіоінтервалів, що містяться в словнику, а також оцінюючи коефіцієнт стиснення (відношення довжини вхідного динамічного ряду до довжини стиснутого ряду) можна зробити висновки про варіабельність частоти серцевих скорочень пацієнта.

Реалізація алгоритму

Програма для аналізу серцевого ритму, розроблена в середовищі NI Lab VIEW 9.0. Результати оцінки складності CP на основі описаного методу зображені на фіг. 1-4.

У результаті аналізу отримуємо кількісний показник ступеня стиснення вибраної ділянки кардіоінтервалограми - коефіцієнт архівації (Compress ratio).

На гістограмі "Compress Histogram" (фіг. 4) зображена залежність кількості знайдених послідовностей кардіоінтервалів (регулярностей) від їх довжини.

До списку "Sequences List" заносяться послідовності кардіоінтервалів, що задовольняють критеріям пошуку і вказується їх довжина і кількість повторень у вхідній кардіоінтервалограмі (фіг. 4). Подвійний клік на будь-якій послідовності в цьому списку приводить до відображення всіх її повторень у вхідних даних на графіку ритмограми у вигляді червоних плям (фіг. 2-3). Таким чином можна оцінити час появи конкретних регулярностей у серцевому ритмі.

Вікно налаштування параметрів для даного методу аналізу показано на фіг. 5.

Параметр "Passes" вказує на кількість етапів архівації (кількість проходжень по вхідним даним для побудови словника). Параметр "Minimal length for count" задає мінімальну довжину послідовності, кількість повторень якої буде підраховуватися. Параметри "Minimal sequences length" та "Minimal sequences frequency" визначають відповідно мінімальну довжину та мінімальну кількість повторень послідовностей кардіоінтервалів, які будуть виводитися в список "Sequences List".

Корисна модель пояснюється схемами та малюнками, на яких зображено:

Фіг. 1. Головне вікно програми для аналізу серцевого ритму.

Фіг. 2. Кардіоінтервалограма (червоним виділені фрагменти, що повторюються).

Фіг. 3. Збільшений фрагмент кардіоінтервалограми: а) вхідної; б) з виділеним фрагментом.

Фіг. 4. Гістограма розподілу знайдених послідовностей кардіоінтервалів за їх довжиною.

Фіг. 5. Вікно налаштування параметрів архівації та пошуку регулярностей.

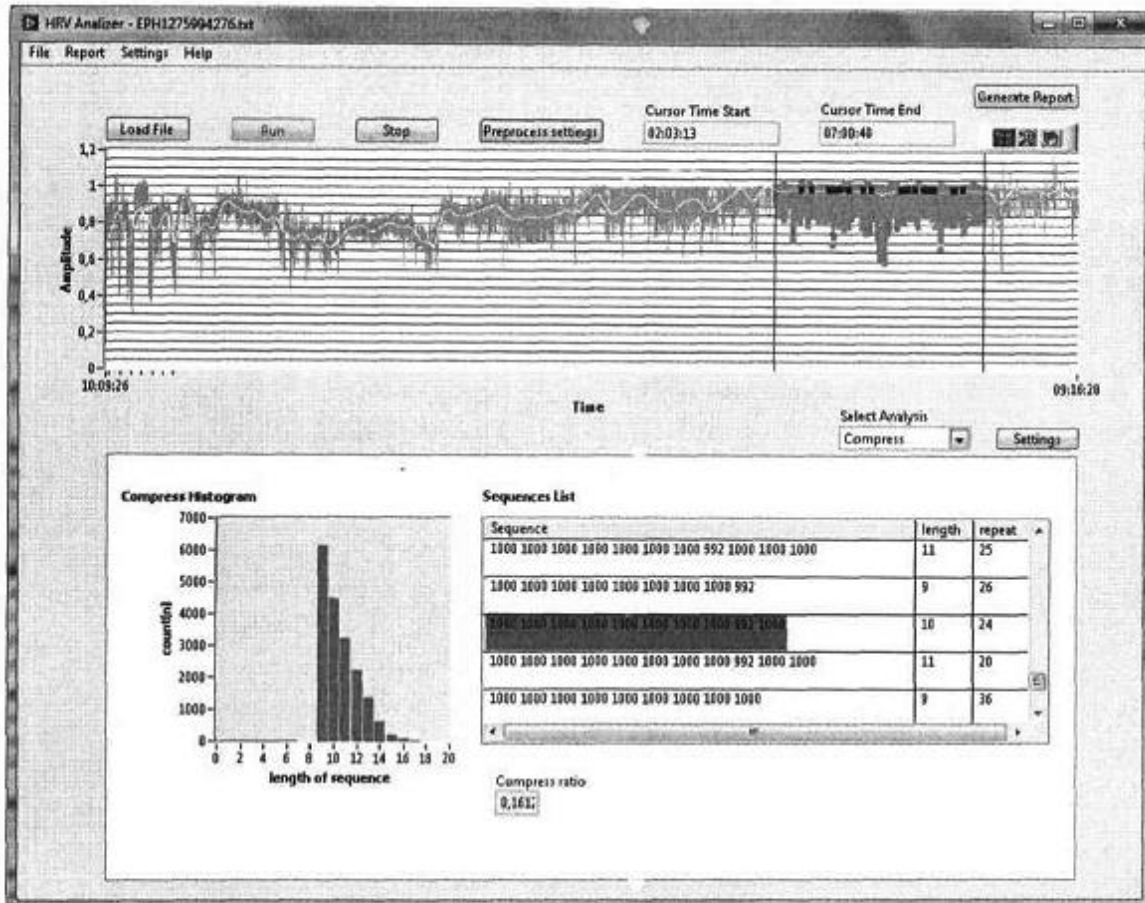
Таким чином, спосіб оцінки добового серцевого ритму шляхом визначення складності поведінки біологічних сигналів за методом колмогорівської складності дозволяє оцінити рівень алгоритмічної складності варіації серцевого ритму, може використовуватись з метою покращення діагностики захворювань серцево-судинної системи з визначенням рівнів ризику їх виникнення та прогнозування перебігу шляхом визначення складності поведінки добового серцевого ритму, є доступним та наочним методом та може рекомендуватися для впровадження у відділеннях кардіології, центрах серцево-судинної хірургії, відділеннях анестезіології та інтенсивної терапії.

Література:

1. Николіс Г., Пригожий І. Познання складного. Введення. - М.: Мир.-1990.-344 с.
2. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. Proc Natl Acad Sci USA 1991; 88:2297-2301.
3. J. Ziv and A. Lempel. A Universal Algorithm for Sequential Data Compression, "IEEE Transactions on Information Theory, May 1977.
4. <http://www.cis.udel.edu/~amer/CISC651/lzw.and.gif.explained.html>
5. Goldberger A.L. Nonlinear dynamics, fractals, cardiac physiology and sudden death. Temporal disorder in human oscillatory systems. Ed. L. Rensing. N.Y., 1986. P. 118.
6. Pool R. Is it healthy to be chaotic? Science. 1989. V.243. P.604.
7. Babloyantz A., Desstexhe A. Is the normal heart a periodic oscillatory. Biol. Cybern. 1988. V. 58. P. 203.
8. O. Kyselova, Ie. Nastenka, A. Stankus, V. Yatsenko. The use of characteristics of HR behavior complexity for human organism adaptive properties estimation. Proceedings of the International Conference "Biomedical Engineering", October 28-29, 2010, P. 53 - 57.

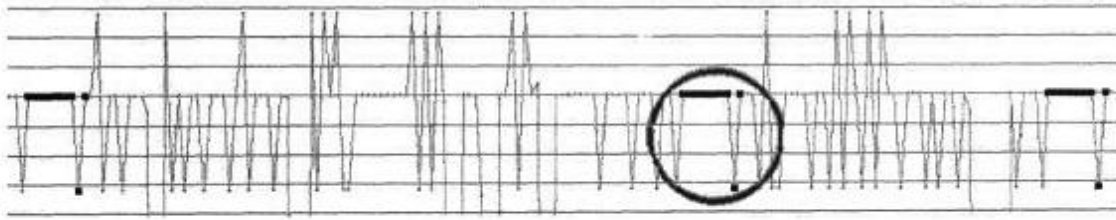
9. Kyselova O., Nastenko Ie. Estimation of Heart rate Complexity of Behavior using Different Methods of Nonlinear Dynamics. Proceedings of the Third International Conference "Nonlinear Dynamics - 2010", September, 21-24, 2010, Kharkov, Ukraine. P. 125-128.

10. Albinas Stankus, Olga Kyselova, Gintare Jatautaite, Igor Basov. Paros sirdies ritmo simpatines ir parasimpatines saveikos dinamikos indetifikavimo metodus. Proceeding of International Conference "Virtual Instruments in Biomedicine", (2009), P. 116-122.



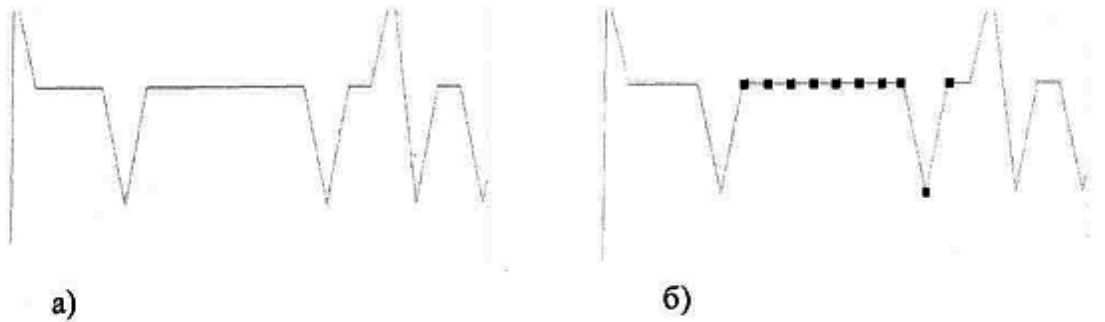
Фиг. 1

Головне вікно програми для аналізу серцевого ритму



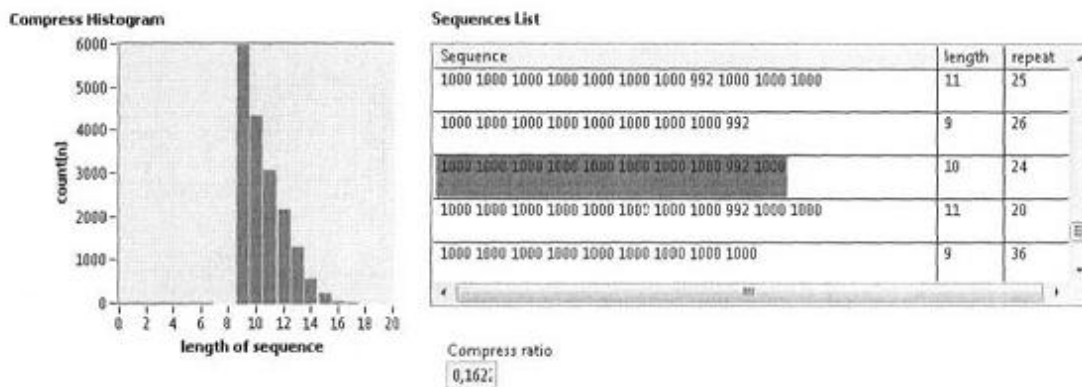
Фиг. 2

Кардіоінтервалограма (червоним виділені фрагменти, що повторюються)



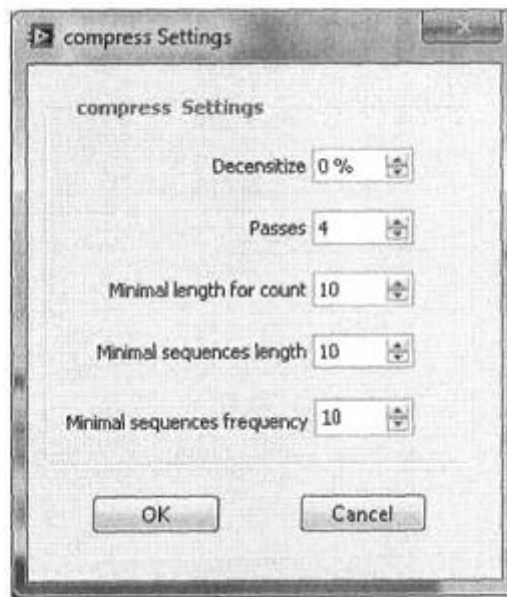
Фиг. 3

Збільшений фрагмент кардіоінтервалограми: а) вхідної; б) з виділеним фрагментом



Фиг. 4

Гістограма розподілу знайдених послідовностей кардіоінтервалів за їх довжиною



Фіг. 5

**Вікно налаштування параметрів архівації та пошуку  
регулярностей**