

model // *Biological Cybernetics*. – 2002. – № 86. – P. 403–417. – <http://www.nervana.montana.edu/~alex/public/TakahataBCyb02.pdf>. 4. Мармарелис П., Мармарелис В. Анализ физиологических систем. Метод белого шума / Пер. с англ. – М., 1981. 5. Hausdorff J.M., Peng C.-K. Multi-scaled randomness: A source of 1/f noise in biology? – 14 p. – <http://reylab.bidmc.harvard.edu/publications/peng/1overf/1overf-all.html>. 6. Смердов А.А., Романишин Ю.М. Электрическая модель нейрона при одиночном возбуждении // Сб. “Вопросы кибернетики: Биомедицинформатика и ее приложения”. – М., 1988. – С. 168–174. 7. Смердов А.А., Романишин Ю.М., Крыжановский В.Я. Моделирование электрической возбудимости биологических структур // *Электроника и связь. Тематический выпуск журнала*. – 1999. – № 6, Т. 1. – С. 231–234. 8. Двайт Г.Б. Таблицы интегралов и другие математические формулы. 4-е изд. / Пер. с англ. – М., 1973. 9. Гоноровский И.С. Радиотехнические цепи и сигналы. 4-е изд., перераб. и доп. – М., 1986.

УДК 615:47

Євген Сторчун, Лариса Гліненко, Ірина Атаманова, Володимир Калін  
Національний університет “Львівська політехніка”,  
кафедра електронних засобів інформаційно-комп’ютерних технологій

## УМОВИ МОНІТОРИНГУ МЕТОДОМ БАГАТОКАНАЛЬНОЇ ПУЛЬСОМЕТРІЇ

© Сторчун Євген, Гліненко Лариса, Атаманова Ірина, Калін Володимир, 2004

Досліджено залежність показників пульсового сигналу (відношення потужності спектра в діапазонах (0,5–10) Гц та вище 10 Гц) від сили притискання перетворювача до тіла людини. Отримано оцінки якості вимірювання показників пульсових сигналів багатоканальним комплексом за канонами східної медицини. Показано необхідність збільшення кількості реалізацій тривалістю 4 с до (5–6), що забезпечує відтворюваність показника оцінки пульсових сигналів із зоною невизначеності  $\pm 15\%$ .

The relation of indexes of a pulse signal (attitude of power of a spectrum in ranges (0,5–10) Hz and above 10 Hz) from force of pressing converter to a body of the person is studied. Evaluation of quality of results of pulse signals appraisal by means of a multi-channel complex built after eastern medicine canons is carried on. The necessity of increasing the quantity of realizations with duration 4 second up to 5–6 probes for providing the reproducibility of pulse signals appraisal index with a differential gap of  $\pm 15\%$  is shown.

### Вступ

Незважаючи на значні успіхи наукової медицини, показники питомої смертності людей не зменшуються, що свідчить, зокрема, про необхідність залучення нових методів діагностики. Саме такі задачі перед медичним приладобудуванням України ставлять програми розвитку медичної техніки.

Зважаючи на можливість отримання системних оцінок, для підвищення ефективності медичної діагностики може бути залучена методологія пульсової діагностики за канонами східної медицини.

Роботи по вирішенню зазначеної проблеми були розпочаті у другій половині минулого століття, зокрема був розроблений пульсодіагностичний комплекс [1]. Впродовж наступного періоду зазначений комплекс був модернізований, зокрема в частині пристроїв формування пульсових сигналів [2].

**Мета роботи** – дослідження і обґрунтування умов, які уможливають моніторинг стану функціональних систем організму людини за допомогою комплексу [1] з новими пристроями формування пульсових сигналів [2].

Для оцінки пульсових сигналів у комплексі [1] використовують показник  $K_p$ , який дорівнює відношенню потужності пульсового сигналу в діапазоні частот (0,5–10) та (10–40) Гц. Зони реєстрації пульсових сигналів за канонами східної медицини наведені в [1].

### Результати досліджень

Залежність показника  $K_p$  від взаємодії перетворювача із зоною реєстрації пульсового сигналу. Дослідження проводилось за допомогою послідовно з'єднаних (у механічному сенсі) перетворювачів сили притискання (тензорезистивного типу, чутливість каналу  $(70 \pm 3)$  мВ/Н) та перетворювача сили пульсового сигналу (п'єзоелектричного типу, чутливість каналу  $(9 \pm 0,6)$  В/Н). Показник  $K_p$  визначався за допомогою комплексу [1]. Було обстежено окремі зони трьох практично здорових осіб у віці (19–27) років чоловічої статі. Одгочасно реєструвались сила притискання перетворювача до зони реєстрації пульсового сигналу, показник  $K_p$  та амплітудне значення сили проявів пульсових коливань.

Таблиця 1

Залежність показника  $K_p$  від взаємодії перетворювача із зоною реєстрації пульсового сигналу в зоні ЦОН лівої руки

$F_n$ , Н	$F_d$ , Н	$K_p$
0,2	0,022	111
0,4	0,028	764
0,6	0,051	992
0,8	0,083	1336
1	0,2	2354
1,2	0,167	1785
1,4	0,143	1527
2,5	0,1	324

Таблиця 2

Залежність показника  $K_p$  від взаємодії перетворювача із зоною реєстрації пульсового сигналу в зоні ЧАГ лівої руки

$F_n$ , Н	$F_d$ , Н	$K_p$
0,4	0,1	385
0,8	0,222	1792
1,2	0,256	813
1,6	0,289	505
2	0,2	496
2,4	0,133	450

Результати досліджень проілюстровано даними табл. 1 та 2, які відповідають різним особам із обстеженої вибірки. У таблицях:  $F_n$  – сила притискання перетворювача до зони реєстрації пульсового сигналу,  $F_d$  – сила проявів пульсових коливань,  $K_p$  – діагностичний показник комплексу [1].

На рис. 1 зображено графік залежності показника  $K_p$  від сили проявів пульсових коливань. На графіку крайня ліва точка відповідає найменшому притисканню перетворювача до зони реєстрації сигналу, а наступні – відповідають збільшенню притискання.

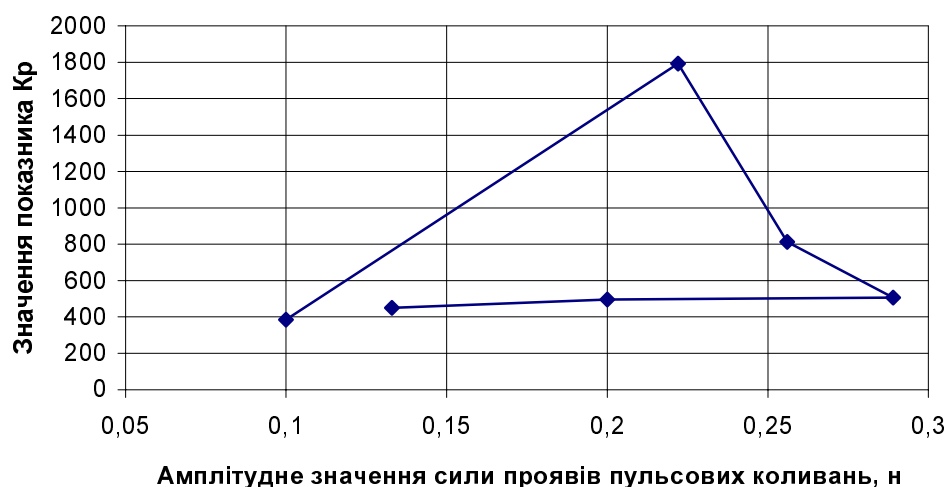


Рис. 1. Залежність  $K_p$  від амплітудного значення сили пульсового сигналу

Отримані результати (табл. 1, 2, рис. 1) показують залежність розміру ( $F_d$ ) та спектра ( $K_p$ ) пульсових сигналів від взаємодії перетворювачів із зонами реєстрації пульсових сигналів (ділянками поверхнево розташованих артерій, м'якими тканинами, що відділяють останніх від перетворювачів). Методологічно це означає реєстрацію багатозонального пульсового сигналу при дотриманні певних умов зональної взаємодії перетворювача з біооб'єктом. Динаміка залежності  $K_p = K_p(F_n)$  якісно узгоджується з результатами моделювання роботи [3].

Результати оцінки ідентичності каналів комплексу [1] з новими пристроями формування пульсових сигналів [2] наведено в [4], де показано, що відмінності обробки сигналу різними каналами не перевищують  $\pm 1,7\%$ .

До показників якості вимірювань належать збіжність та відтворюваність результатів [5]. З точки зору медичної практики забезпечення необхідної якості вимірювань медичної техніки уможливорює моніторинг фізіологічних показників організму людини – контроль процесу лікування (захворювання).

Збіжність результатів визначають шляхом проведення вимірювань в однакових умовах. Збіжність визначення показника  $K_p$  в комплексі [1] оцінювали за результатами восьми послідовних обстежень, без зміни положення пристроїв формування пульсових сигналів.

Моніторування стану функціональних систем організму людини передбачає відтворюваність показників, отриманих технічними засобами в різних умовах. Оцінка відтворюваності, за прийнятою практикою, включає повторення алгоритму обстеження різними операторами зі зміною умов, що не впливають на стан обстежуваного. До останніх у контактних методах діагностики належить, зокрема, повторення процедури встановлення контакту медичних перетворювачів із біооб'єктом.

### Дослідження збіжності результатів

Діагностичною ознакою в комплексі [1], за якою роблять висновки, є відмінність (за знаком та величиною) зональних показників  $K_p$  від середнього значення для шести зон реєстрації сигналу. Збіжність результатів у разі комплексу [1] має два аспекти: забезпечення скринінгового обстеження та уможливлення моніторингу стану функціональних систем організму людини. Другий аспект висуває більш жорсткі вимоги щодо збіжності результатів обстеження. Було обстежено 6 осіб (3 чоловічої та 3 жіночої статі) у віці (20 – 57) років.

Перед дослідженням збіжності проведено попередню статистичну обробку результатів вимірювання, яка полягала в оцінці стохастичності та закону розподілу. Оцінка стохастичності виконувалася за критерієм Аббе, а оцінка закону розподілу спостережень показника  $K_p$  здійснювалася графічним методом. Результати визначення  $K_p$  були стохастичними з законом розподілу, близьким до нормального.

Показник  $K_p$  належить до випадкових величин, розмір та дисперсія якого залежать від тривалості реалізації (дослідження) чи кількості короткочасних реалізацій. У комплексі [1] тривалість реалізації становить 4 с.

Збіжність результатів оцінювалася коефіцієнтом варіації  $K_v$ :

$$K_v = \frac{\sigma}{M} \cdot 100 \%, \quad (1)$$

де  $\sigma$  – зональне середнє квадратичне відхилення;  $M$  – середнє значення показників  $K_p$  в зоні.

За даними окремих восьми спостережень найбільший коефіцієнт варіації становив 72 %, що дає підстави вважати тривалість вікна реалізації комплексу недостатньою. Така мінливість показника  $K_p$  робить малою ймовірною можливість зіставлення результатів обстеження, отриманих у різний час.

Коефіцієнт варіації  $K_v$  зменшується при усередненні результатів за кількома спостереженнями. На рис. 2 зображено графіки залежності коефіцієнта варіації від кількості спостережень, за якими здійснювалось усереднення.

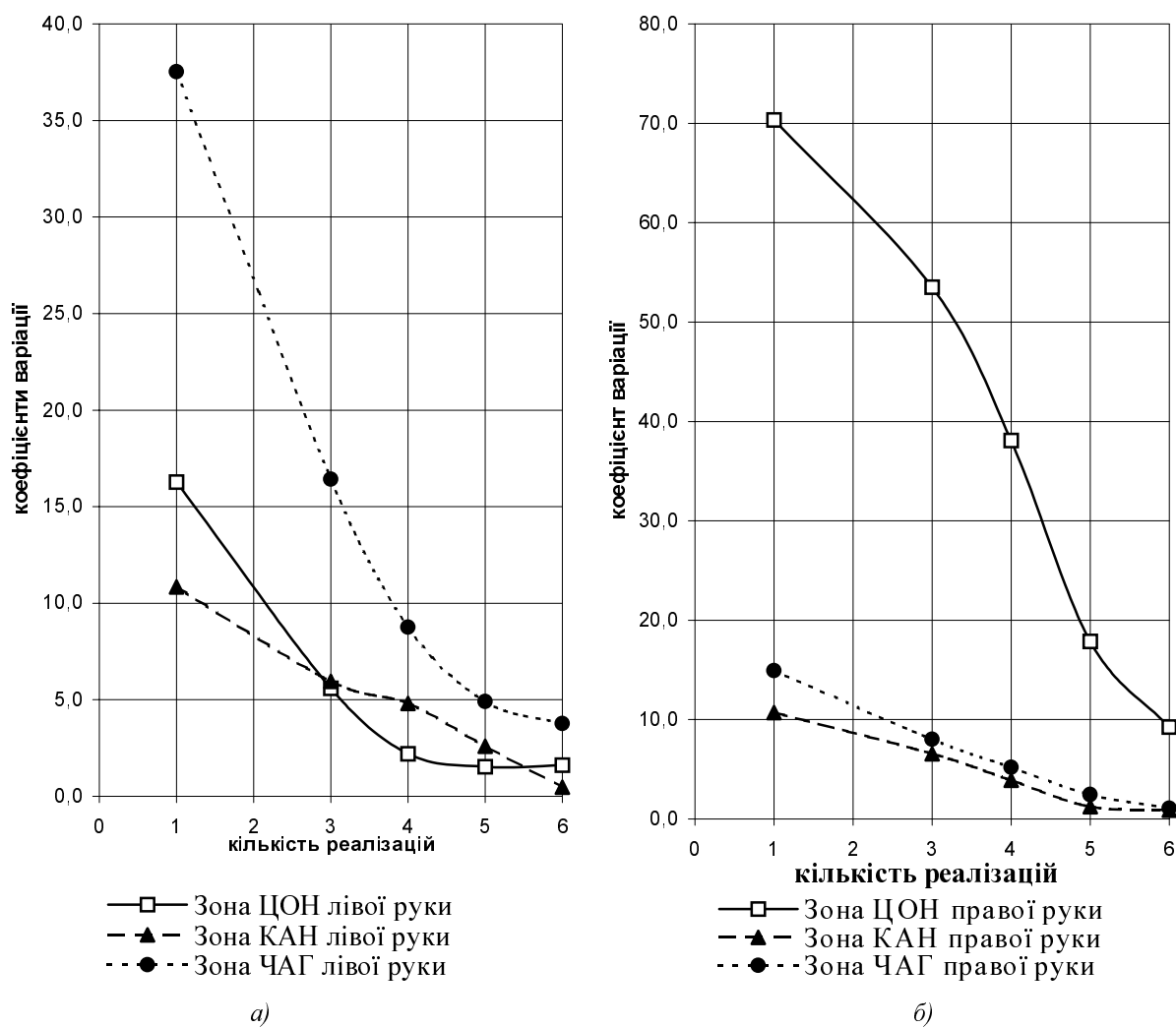


Рис. 2. Графіки залежності зональних коефіцієнтів варіації від кількості спостережень, за якими здійснювалось усереднення: а – лівої руки; б – правої руки

За результатами обстеження зазначеної групи осіб усереднення даних за 6 реалізаціями (спостереженнями) дає можливість значно зменшити мінливість показника  $K_p$ , що уможливило моніторинг із зоною невизначеності порядку  $\pm 12\%$ .

### Дослідження відтворюваності результатів

Відтворюваність оцінювалась коефіцієнтом варіації (1). Враховуючи дослідження збіжності, оператор при кожному встановленні пристроїв формування пульсових сигналів [2] визначав п'ять показників  $K_p$  за допомогою комплексу [1], за якими обчислювалися усереднені зональні показники. Відтворюваність показника  $K_p$  досліджувалася шляхом чотирьох повторень процедури обстеження кожної особи за допомогою комплексу [1] одним оператором та трьома операторами. Значення коефіцієнта варіації  $K_p$ , отримані одним оператором на обстеженій вибірці, не переважали 13%, а трьома операторами – 15%.

### Дослідження впливу стану дихального апарата людини та положення тіла на результати

Результати дослідження впливу положення та стану дихального апарата обстежуваного чоловічої статі у віці 43 роки на результати визначення показника  $K_p$  наведено у табл. 3, де значення коефіцієнта варіації отримані шляхом усереднення даних 5 спостережень.

**Залежність коефіцієнта варіації Кр від положення  
та стану дихального апарата обстежуваного**

Положення	Стан	Коефіцієнт варіації показника Кр, %					
		ліва рука			права рука		
		ЦОН	КАН	ЧАГ	ЦОН	КАН	ЧАГ
Лежачи	Затримка дихання	6	5	10	5	5	6
	Без затримки дихання	5	8	9	4	6	4
Сидячи	Затримка дихання	2	5	8	8	2	2
	Без затримки дихання	8	4	11	1	0,5	3

Мінливості показника Кр притаманна зональна залежність, однак, зважаючи на синхронність його визначення, положення та функціональний стан дихального апарата обстежуваного особливого значення не мають.

### Висновки

Отримані результати визначають такі умови моніторингу методом багатозональної пульсо-метрії за допомогою комплексу [1]:

- реєстрація сигналів за умови рівності розмірів сил їх дії на перетворювачі;
- прийнята тривалість реалізації в комплексі [1] недостатня для забезпечення збіжності, прийнятної для цілей моніторингу, алгоритм обстеження повинен передбачати усереднення результатів за (5–6) спостереженнями;
- зважаючи на синхронність визначення показника Кр, положення та функціональний стан дихального апарата обстежуваного особливого значення не мають

Отримані дані створюють основу для подальших досліджень з метою формалізації процедурних ознак пульсової діагностики, зокрема, наступним кроком може бути дослідження міжзональних співвідношень Кр залежно від сили притискання перетворювачів до зон реєстрації сигналів, а також удосконалення пристроїв формування вхідних сигналів.

1. Смердов А., Сторчун Є., Славітич О. Автоматизований комплекс для експрес-діагностики на основі методів західної та тибетсько-монгольської медицини // Український журнал медичної техніки і технології. – 1997. – № 1–2. – С.42–46. 2. Пат. 46316 А, Україна, МКИ А61В5/02. Пристрій формування пульсових сигналів / Ю.Є. Сторчун, Б.А. Мандзій, Є.В. Сторчун (Україна), В.В. Бороносєв (Росія). – №2001064224; Заявлено 19.06.2001; Опубл. 15.05.2002, Бюл. №5. – 4 с. 3. Сторчун Є.В. Біотехнічні системи в механокардіометрії та кардіотокометрії: технічні засоби формування сигналів: Автореферат дис. д-ра техн. наук: 05.11.97 / Львівський національний університет ім. Ів. Франка. – Львів, 1999. 4. Сторчун Є.В. Метрологічні характеристики комплексу “Пульс” // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2003. – №1. – С.136–139. 5. ДСТУ 2681-94. Метрологія. Терміни та визначення. – К., 1994.