

**В.В. Гніліцький, к.т.н., доц.  
Н.В. Мужичька, ст. викл.**

*Житомирський державний технологічний університет*

### **ЗАДАЧА ВИБОРУ МАТЕРИНСЬКОГО ВЕЙВЛЕТУ ДЛЯ ОБРОБКИ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ В УМОВАХ ЗАВАД**

*Проведено аналіз сучасних методів цифрової обробки пульсової хвилі. Серед ряду методів, описаних в статті, найбільш перспективним в умовах реальних завод є на сьогодні метод дискретного вейвлет-аналізу. В роботі реалізовано багаторівневий розклад пульсових хвиль з використанням дискретних вейвлетів родини Добеші різних порядків. Запропоновано методіку синтезу сигналу з коефіцієнтів вейвлет-розкладу, яка забезпечує оптимальний коефіцієнт кореляції між початковим та відновленим сигналом. Найбільш оптимальними виявились вейвлети Добеші 5-го та 7-го порядків. Для вказаних вейвлетів даний показник є стабільно високим і мало залежить від рівня зашумленості сигналу.*

**Постановка проблеми.** У сучасній діагностичній практиці пульсова хвиля набула широкого використання завдяки результатам, які вона забезпечує протягом багатьох століть. Основи діагностичної процедури на базі пульсового сигналу були закладені давньотібетськими лікарями, а сьогодні найбільшого поширення пульсова діагностика набула в західних країнах. Українські лікарі також широко використовували параметри пульсової хвилі (частоту пульсу, ритм пульсу), не вдаючись до проблеми візуалізації. Дослідження останніх років в цій галузі показують актуальність пульсової діагностики, підтверджують її значущість і обґрунтовують потребу в розробці нових методів аналізу пульсограм. Це дозволить автоматизувати процедуру дослідження пульсової хвилі, покращити характеристики сигналу за рахунок цифрової обробки, дасть змогу розраховувати значну кількість супутніх параметрів в режимі реального часу.

**Формулювання цілей статті.** На основі сучасних методів цифрового аналізу, зокрема вейвлет-перетворення, реалізувати обробку пульсового сигналу для підвищення якості результатів діагностики. Підтвердити працездатність методу в умовах завод, що супроводжують процес реєстрації медичних сигналів і вносять похибки та артефакти в пульсограму. Серед значної кількості материнських вейвлетів вибрати такий, що максимально точно відтворить характеристики сигналу і забезпечить високу точність обробки та позбавить пульсову хвилю сторонніх компонент.

**Аналіз літературних джерел.** Актуальність проблеми аналізу пульсової діагностики підтверджується великою кількістю наукових розробок в даній сфері. Велика частина з них присвячена вибору методу для аналізу пульсограм. Цей аналіз має відповідати таким вимогам:

- покращення характеристик сигналу внаслідок цифрової обробки;
- достатня заводостійкість методу;
- доступні обчислювальні витрати;
- можливість подальшого аналізу (фільтрація, синтез тощо);
- інтерпретація результатів в доступній для лікаря формі;
- дослідження в режимі реального часу.

До пульсової хвилі було застосовано більшість сучасних методик цифрового аналізу.

Роботи [1, 2] присвячені використанню сплайн-апроксимації в задачі аналізу пульсової хвилі. В результаті цих досліджень вибрано сплайни, що найбільше задовольняють вимогам до цифрового аналізу, розроблено алгоритм діагностичної процедури, результати підтверджено практичними дослідженнями. Сплайн-апроксимація на високому рівні реалізує цифрову обробку пульсограми в умовах завод. При правильному виборі сплайнів, застосовуючи додаткові способи обробки можна досягти кореляції з модельним сигналом на рівні 0,99 одиниць, а при обробці реальних даних забезпечити високу точність відтворення діагностично-значущих точок пульсограми. Проте даний метод потребує використання додаткових засобів обробки, таких як згладжування та фільтрація, і тому не може бути застосований в режимі реального часу з великими об'ємами даних.

Багато робіт в сфері пульсової діагностики беруть за основу перетворення Фур'є [2, 3, 4, 5]. Цей апарат цифрової обробки сигналів добре зарекомендував себе при дослідженні фазового спектра пульсової хвилі, або при співставленні основного і опорного сигналів на основі співпадіння деяких частотних складових. Проте, як окремий інструмент його також не можна використати, оскільки він потребує індивідуального підбору ширини часового вікна. Окрім того, результати такого аналізу, представлені в частотній області, часто незрозумілі лікарю і не можуть бути основою діагностичної процедури.

На базі Фур'є-аналізу було розроблено автоматизовану систему діагностики за параметрами пульсової хвилі. Вона включає в себе розпізнавання частотних спектрів пульсограм з використанням нейронних мереж [6]. Даний комплекс розпізнає в організмі людини 24 типи пульсограм, відповідно за

антопометричними та фізіологічними параметрами. Проте в давньотібетській медицині лікарі виділяли декілька сот ознак пульсу, виділяючи при цьому тисячі груп пацієнтів за типами пульсограм [7]. Тому така методика потребує значного розширення бази пульсограм, спираючись на всі особливості пульсових сигналів в умовах реальної практики. Це можливо лише за отримання якісної пульсограми, яка буде містити мінімум сторонньої інформації, а саме: технічних завад та завад від біологічних об'єктів.

**Викладення основного матеріалу.** Вейвлет-аналіз є на сьогодні одним з найбільш популярних методів цифрової обробки, оскільки він встиг знайти застосування при обробці сигналів різноманітного походження [8]. Термін вейвлет-перетворення об'єднує два види перетворень – пряме та зворотне, які, відповідно, переводять досліджувану функцію  $f(x)$  в набір вейвлет-коефіцієнтів  $W_\psi(a, b)f$ , і навпаки. Розрізняють неперервне і дискретне вейвлет-перетворення.

Пряме вейвлет-перетворення реалізується згідно з правилом:

$$W_\psi(a, b)f = \frac{1}{\sqrt{C_\psi}} \int \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) f(x) dx, \tag{1}$$

де  $a$  та  $b$  – параметри, що визначають відповідно масштаб і зміщення функції, що має назву аналізуючого вейвлету – нормувального множника. Інтегрування ведуть по всій числовій осі.

Базисний або материнський вейвлет  $\psi$  утворює шляхом розтягів та зсувів сімейство  $\psi\left(\frac{x-b}{a}\right)$ .

Маючи відомий набір коефіцієнтів  $W_\psi(a, b)f$ , можна відновити початковий вигляд функції  $f(x)$ :

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{C_\psi}} \iint \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) [W_\psi(a, b)f] \frac{da db}{a^2}. \tag{2}$$

Пряме (1) та зворотне (2) перетворення залежать від деякої функції  $\psi(x) \in L^2(\mathbb{R})$ , яку називають базисним вейвлетом. Практично єдиним обмеженням на його вибір є умова кінцевості нормувального множника:

$$C_\psi = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\hat{\psi}(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega = 2 \int_0^{\infty} \frac{|\hat{\psi}(\omega)|^2}{\omega} d\omega < \infty, \tag{3}$$

де  $\hat{\psi}(\omega)$  – Фур'є образ вейвлету  $\psi(x)$ :  $\hat{\psi}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi(x) e^{-i\omega x} dx$ .

Цій умові задовольняє безліч функцій, тому можна підібрати тип вейвлету, що найбільше підходить для розв'язання конкретної задачі.

Умова (3) неминуче означає, що Фур'є-образ вейвлету дорівнює нулю при нульовій частоті, тобто  $\hat{\psi}(\omega)|_{\omega=0} = 0$ . Якщо це не так, то знаменник дроби в інтегралі (3) перетворюється на нуль, в той час як чисельник має відмінне від нуля значення і коефіцієнт  $C_\psi$  перестає бути кінцевим.

В свою чергу, цю умову можна представити в іншому вигляді. Оскільки Фур'є-образ  $\psi(x)$  при нульовій частоті має вигляд  $\int_{-\infty}^{\infty} \psi(x) dx$ , ми можемо вимагати рівності нулю інтеграла від вейвлету вздовж усієї осі:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(x) dx = 0. \tag{4}$$

Для дискретного вейвлет-аналізу формула (1) набуває такого вигляду:

$$W_{mn}[f] \equiv W(a = a_0^m, b = a_0^m b_0 n)[f] = \langle \psi_{mn} | \tag{5}$$

де  $a_0$  та  $b_0$  – початкові значення масштабного коефіцієнта та кроку зміщення;  $m$  та  $n$  – параметри перетворення.

Головна особливість, яка свідчить на користь дискретних вейвлетів, – до них не висуваються вимоги ортонормованості, в той час, як неперервні вейвлети мають відповідати цій умові, а такі вимоги обмежують клас функцій, що можуть бути застосовані як базисні вейвлети. Через це дискретні вейвлети проводять більш точний аналіз і точніше представляють результати, особливо важливою є точність зворотного перетворення, яка у дискретних вейвлетів вища, порівняно з неперервними.

У зв'язку з тим, що дискретні вейвлети не вимагають значних обчислювальних затрат, порівняно з неперервними, їх рекомендується використовувати при обчисленнях на базі вейвлетів. Кінцевий набір коефіцієнтів вейвлет-аналізу при таких обчисленнях буде значно меншим, ніж у випадку з неперервним

аналізом, що є необхідною умовою при потребі тривалого зберігання даних (наприклад, добовий моніторинг параметрів пульсової хвилі).

І, мабуть, головна з точки зору вирішення проблеми аналізу пульсової хвилі перевага, – це представлення результатів аналізу. Після дискретного вейвлет-розкладу отримують набори коефіцієнтів, які легко можна представити у вигляді сигналів в координатах час-амплітуда. Саме така форма сприйняття найбільш доступна і зрозуміла медичному працівникові, зокрема лікарю, для якого і призначається цей аналіз. У випадку з неперервним аналізом результати навряд чи доступні для розуміння медичним працівником. Окрім того, для дискретного перетворення легше сформулювати алгоритм відсікання коефіцієнтів, що спричинені сторонніми сигналами, тобто простіше отримати очищений сигнал.

Для вхідного сигналу, представленого масивом  $2n$  чисел, дискретне вейвлет-перетворення просто групує елементи по 2 й утворює від них суми і різниці. Групування сум проводиться рекурсивно для утворення наступного рівня розкладу. В результаті з'являється  $2n - 1$  різниці і 1 спільна сума.

Методика обробки сигналу на основі дискретного вейвлет-перетворення може включати декілька етапів. Найчастіше це:

- представлення початкового сигналу кінцевими наборами вейвлет-коефіцієнтів;
- відокремлення коефіцієнтів, що відповідають за корисний сигнал і за випадкові складові в сигналі (завади та артефакти);
- синтез (відновлення) сигналу з набору коефіцієнтів, що є інформативними для конкретної розв'язуваної задачі.

Найбільш гостро в даному алгоритмі стоїть питання відокремлення корисних та сторонніх компонентів у наборі коефіцієнтів вейвлет-розкладу. Для розв'язання цієї задачі слід вибрати адекватний материнський вейвлет і сформулювати правило синтезу, тобто вказати на групи коефіцієнтів, що не підлягають зворотному відновленню. Така проблема передбачає проведення теоретичних розрахунків на моделі конкретного сигналу.

**Проведення теоретичних досліджень.** Для реалізації експерименту по дослідженню відповідності материнських вейвлетів пульсовим сигналам необхідно побудувати модель, що буде представляти пульсограму. Інформацію для створення моделі знайдемо в літературних джерелах [1, 7], де наведено приклади пульсової хвилі «здорової людини». Для проведення експерименту використаємо фрагмент сигналу (600 дискретних точок) тривалістю 3 періоди (3 інтервали скорочення серця), який представлений на рисунку 1.

Оскільки будь-яка реєстрація біологічних сигналів в реальних умовах супроводжується рядом сторонніх чинників, які накладають на основний сигнал деякі додаткові компоненти, необхідно відтворити реальні умови реєстрації. Чільне місце серед усіх присутніх в реальному сигналі сторонніх компонент становлять «гаусові» шуми. Природа цих шумів, як правило, – апаратні наведення, теплові радіоелектронних елементів та ін. Сучасні прилади для реєстрації пульсограм забезпечують досить гарні характеристики вихідних сигналів, складова шуму, як правило, має амплітуду в межах 1–10 % від максимальної амплітуди корисного сигналу. Сформуємо такі шуми і накладемо їх на модель пульсограми. Для проведення експерименту використаємо середовище Matlab.

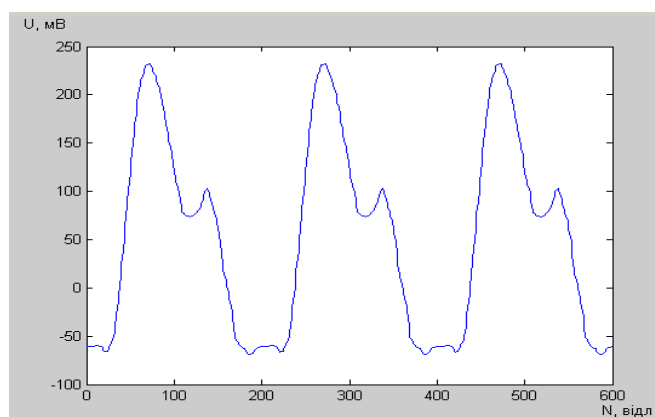


Рис. 1. Фрагмент моделі пульсограми здорової людини

Після отримання набору зашумлених сигналів можна провести процедуру дискретного вейвлет-розкладу. Застосуємо до кожного з цих зашумлених сигналів вейвлети родини Добеші та симлети, як такі, що гарно зарекомендували себе при вейвлет-аналізі електрокардіограм [10].

Рівні відновлення, включені в сигнал	Порядок вейвлету						
	n = 1	n = 2	n = 3	n = 4	n = 5	n = 6	n = 7
$S = a_7$	0,39229	0,75998	0,49197	0,60009	0,76657	0,85263	0,71564
$S = a_7 + d_7$	0,65144	0,82338	0,95143	0,88675	0,84304	0,92032	0,93566
$S = a_7 + d_7 + d_6$	0,92227	0,96989	0,97908	0,98242	0,98028	0,98442	0,99053
$S = a_7 + d_7 + d_6 + d_5$	0,97875	0,99679	0,99801	0,99928	0,99931	0,99927	0,99955
$S = a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4$	0,99439	0,99932	0,99963	0,99957	0,99965	0,99958	0,99964
$S = a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4 + d_3$	0,99819	0,99937	0,99939	0,99941	0,99941	0,99936	0,99941
$S = a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4 + d_3 + d_2$	0,99866	0,99883	0,99886	0,99892	0,99896	0,99894	0,99888
$S = a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4 + d_3 + d_2 + d_1$	0,99818	0,99818	0,99818	0,99818	0,99818	0,99818	0,99818

Процедура розкладу була застосована для всіх сигналів, були використані вейвлети Добеші та симлети порядку від 1 до 7. У кожному випадку було проведено розклад на 7 рівнів включно. Аби оцінити можливості кожного з цих вейвлетів, ми синтезували сигнал з різних наборів коефіцієнтів, починаючи від  $a_7$  і закінчуючи  $a_7 + d_7 + d_6 + \dots + d_1$ . Для кожного синтезованого сигналу ми оцінили міру кореляції з початковим сигналом без шумових компонент. У таблиці 1 представлено розрахунок коефіцієнтів кореляції між початковим (0 % шуму) і відновленим (після 5 % шуму) сигналами для вейвлетів родини Добеші. Аналогічні таблиці були побудовані для сигналів, проаналізованих симлетами та на різних рівнях шумів.

**Оцінка результатів роботи.** Аналіз таблиць, отриманих в результаті експерименту дав змогу виявити вейвлети, що забезпечили найвищі коефіцієнти кореляції для сигналів різної зашумленості. Для вейвлетів родини Добеші такі результати наведено в таблиці 2.

Таблиця 2

Найвищі коефіцієнти кореляції для різних рівнів шумів

Амплітуда шуму (% до максимальної амплітуди корисного сигналу)	Найкращий коефіцієнт кореляції для вейвлетів Добеші	Порядок вейвлету, що забезпечив цей коефіцієнт	Рівні розкладу, присутні в такому сигналі
1	0,99993	db5, db6, db7	$a_7 + d_7 + d_6 + \dots + d_2$
2	0,99986	db5, db6, db7	$a_7 + d_7 + d_6 + \dots + d_2$
3	0,99978	db3, db5, db6, db7	$a_7 + d_7 + d_6 + \dots + d_3$
4	0,99966 0,99965	db7 db3, db5	$a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4$ $a_7 + d_7 + d_6 + \dots + d_3$
5	0,99965 0,99964	db5 db7	$a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4$ $a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4$
6	0,99958 0,99947	db6 db7	$a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4$ $a_7 + d_7 + d_6 + d_5$
7	0,99927 0,99924	db3 db5	$a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4$ $a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4$
8	0,99938 0,99931	db7 db5	$a_7 + d_7 + d_6 + d_5$ $a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4$
9	0,99930	db7	$a_7 + d_7 + d_6 + d_5$
10	0,99925	db7	$a_7 + d_7 + d_6 + d_5$

Для материнських симлетів усі ці показники виявились гіршими, отже, можна зробити висновок, що з усіх представлених в експерименті вейвлетів найкраще підходять вейвлети, представлені в таблиці 2, як

такі, що забезпечили найвищі коефіцієнти кореляції. Для роботи в реальних умовах необхідно вибрати один з цих вейвлетів, оскільки на практиці достеменно невідомо який рівень шумових компонент присутній в корисному сигналі. В даному випадку слід вибрати вейвлет такого порядку, що найбільш стабільно забезпечує високі показники у відтворенні сигналу. Окрім цього слід вибрати і комбінацію для синтезу сигналу після позбавлення його шуму, адже тільки в цьому випадку процедуру діагностики можна автоматизувати, а лікарю представити результат, зрозумілий для подальшої роботи.

Таблиця 3

Середнє відхилення від максимального коефіцієнта кореляції на проміжку 1–10 % шуму

Вейвлет Добеші	$db3$	$db5$	$db6$	$db7$
Компонент, включений в сигнал				
$a_7 + d_7 + d_6 + d_5$	–	0,00015	0,59965	0,00016
$a_7 + d_7 + d_6 + d_5 + d_4$	0,00034	0,00039	0,59994	0,00033
$a_7 + d_7 + d_6 + \dots + d_3$	0,00062	0,00068	0,60013	0,00063
$a_7 + d_7 + d_6 + \dots + d_2$	–	–	–	0,00125

Для вибору вейвлету і комбінації синтезу проведемо ряд додаткових розрахунків. Перевіримо який з вейвлетів, представлених в таблиці 2, забезпечує найменше значення середнього відхилення від максимального коефіцієнта кореляції. Для цього використаємо формулу:

$$\varepsilon = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\rho_{\max} - \rho_i), \quad (6)$$

де  $\rho_{\max}$  – максимальне значення дисперсії для даного вейвлету при заданому способі синтезу;  $\rho_i$  – значення коефіцієнта кореляції при вибраній реалізації  $i$ ;  $N$  – кількість відліків, на яких досліджуються властивості вейвлету.

Оскільки ми проводили дослідження при рівнях шуму від 1 до 10 % амплітуди корисного сигналу, то в нашому випадку  $N = 10$ .

**Висновки.** Аналіз таблиці показує, що серед вейвлетів, які забезпечують максимальне значення кореляції на різних значеннях шуму, найбільш стабільними є вейвлети Добеші 5-го та 7-го порядку ( $db5$  та  $db7$ ) в комбінації  $a_7 + d_7 + d_6 + d_5$ . Розраховані середні рівні кореляції на відріжку 1–10 % шуму для них відповідно становлять 0,99925 та 0,99949 одиниць. Коефіцієнти кореляції взагалі є досить високими і задовольняють вимогам до сучасних методів цифрової обробки даних. Для остаточного вибору необхідно проводити подальші дослідження на працездатності вибраних вейвлетів при інших типах завад як технічних, так і біологічних.

При аналізі реальних даних оцінку роботи вейвлетів рекомендується проводити за зміщенням ординат характерних точок, за якими здійснюється постановка діагнозу, після проведення цифрової обробки.

Результати роботи по розкладу модельних сигналів з різними ступенями зашумленості вейвлетами родин Добеші та симлетів такі:

- дискретний вейвлет-аналіз є ефективним методом цифрової обробки пульсової хвилі в умовах завад та забезпечує високі показники, порівняно з іншими методами;
- серед представлених родин материнських вейвлетів найбільше задовольняють конкретній задачі вейвлети родини Добеші порядку 5 та 7;
- для автоматизації процедури аналізу можна використати один з вказаних вейвлетів у рекомендованій комбінації синтезу, що забезпечує високий рівень кореляції з початковими даними;
- подальші дослідження пульсової хвилі можуть виявити властивості цих вейвлетів по роботі з іншими видами шумів та розкрити можливості вейвлетів інших родин;
- запропонований метод реалізується в режимі реального часу і представляє дані у формі, зрозумілій лікарю-діагносту.

#### ЛІТЕРАТУРА:

1. *Бороноев В.В.* Методы сплайн-аппроксимации в задаче амплитудно-временного анализа пульсовой волны / *В.В. Бороноев, О.С. Ринчинов* // Изв. вузов. Радиофизика. — 1998. — Т. 41, № 8. — С. 1043–1057.

2. Шарпан О.Б. Програмно-вимірювальна фотоплетизмографічна система пульсової спектрометрії / О.Б. Шарпан, О.В. Гусева, Н.І. Магльована, О.І. Рибін // Вісник Вінницького політехнічного інституту. — 2007. — № 5. — С. 34–40.
3. Шарпан О.Б. Влияние частотных характеристик сосудистой системы на амплитудный и фазовый спектры пульсовых сигналов / О.Б. Шарпан // Электроника и связь. — 2002. — № 14. — С. 83–87.
4. Зудов О.М. Завадостійке вимірювання артеріального тиску на основі кореляційно-спектральної обробки сигналів пульсу : дис. ... канд. тех. наук : 05.11.17 / О.М. Зудов. — К., 2002. — 214 с.
5. Бороноев В.В. Вариабельность амплитудно-временных характеристик пульсовой волны / В.В. Бороноев, О.С. Ринчинов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. — 2006. — № 11. — С. 37–43.
6. Булдакова Т.И. Нейросетевая идентификация пульсового сигнала / Т.И. Булдакова, С.И. Суятинов // Материалы международной научно-технической конференции «Конверсия, приборостроение, медицинская техника». — Владимир, 1999. — С. 186–188.
7. Пульсовая диагностика тибетской медицины : сб. статей / отв. ред. Ч.Ц. Цыдыпов. — Новосибирск : Наука, 1988. — 133 с.
8. Дремин И.М. Вейвлеты и их использование / И.М. Дремин, О.В. Иванов, В.А. Нечитайло // Успехи физических наук. — 2001. — Т. 171, № 5. — С. 465–501.
9. Шитов А.Б. Разработка численных методов и программ, связанных с применением вейвлет-анализа для моделирования и обработки экспериментальных данных : дис. ... канд. физ-мат. наук : 01.03.02 / А.Б. Шитов. — Иваново, 2001. — 125 с.
10. Ishikawa Y. Wavelet analysis for clinical medicine / Y.Ishikawa. — [Електронний ресурс]. — Режим доступу : [www.uinet.or.jp/~ishiyasu/ch6/index\\_en.html](http://www.uinet.or.jp/~ishiyasu/ch6/index_en.html).

ГНІЛЦЬКИЙ Віталій Васильович — кандидат технічних наук, доцент, завідувач кафедри Автоматики і управління в технічних системах Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- цифрова обробка сигналів;
- методи біотехнічних та медичних досліджень.

Тел.: 8(0412)37–84–82.

E-mail: [gnil@ztu.edu.ua](mailto:gnil@ztu.edu.ua)

МУЖИЦЬКА Наталія Віталіївна — старший викладач кафедри Автоматики і управління в технічних системах Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

- цифрова обробка сигналів;
- методи біотехнічних та медичних досліджень.

Тел.: 8(0412)37–84–82.

E-mail: [muzhitskaya\\_zh@rambler.ru](mailto:muzhitskaya_zh@rambler.ru)

Подано 24.05.2011

