

P. 389–401. 13. Koecher et al., *Using Unpredictable Information to Minimize Leakage from Smartcards and other Cryptosystems.*, USA patent 6327661., Dec. 4, 2001. – 14 p. 14. Trichina E., Korksihko T., *Secure AES Hardware Module for Resource Constrained Devices*, // *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 3313, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2005. – P. 215–229. 15. Черкаський М. *Складність апаратно-програмних комп'ютерних засобів // Сучасні проблеми в комп'ютерних науках. Contemporary Computing in Ukraine CCU'2000: Зб. наук. праць.* – Львів, 2000. – С. 58–67.

УДК 004.627

В.Т. Кремінь, М.П. Кушнір

Національний університет “Львівська політехніка”,  
кафедра електронних обчислювальних машин

## МЕТОДИ СТИСКУ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ

© Кремінь В.Т., Кушнір М.П., 2006

Оцінено та порівняно трансформувальні методи стиску електрокардіосигналів. Наведено техніки кодування, в яких використано 1D та 2D дискретне косинусне перетворення (ДКП), 1D та 2D дискретне вейвлетне перетворення (ДВП) для того, щоб спочатку перетворити сигнал у іншу частотно-часову форму, яка краще підходить для виявлення та видалення надлишковостей. Величину та якість компресії оцінюють традиційними показниками, тобто ступенем стиску (CR) та середньоквадратичним відхиленням (PRD) відповідно.

This paper introduces an estimation and comparison of the transformation methods for the compression of Electrocardiogram (ECG) signals. The presented coding techniques using 1D and 2D Discrete Cosine Transform (DCT), 1D and 2D Discrete Wavelet Transform (DWT) to convert the signal firstly to some other time-frequency representation better suited for detecting and removing redundancy. A quantity and quality of compression is evaluated by traditional measures, i.e. Compression Ratio (CR) and Percent Root mean square Difference (PRD) respectively.

### Вступ

Сьогодні проблему ефективної діагностики серцевих захворювань вирішують такими методами, як холтерівське моніторування та телемедицина. Остання безпосередньо використовує різноманітні комунікаційні технології для дистанційного медичного догляду. Довготривале накопичення та безпровідне передавання ЕКГ даних невеликими переносними пристроями сприяють легкому діагностуванню кардіологічних хвороб. Рациональне подання сигналу є особливо важливим за умов обмеження об'єму пам'яті та смуги пропускання каналу передачі. Тому залишається актуальним питання щодо використання ефективних методів компресії ЕКГ, які дають змогу зменшити надлишковість нестационарного та квазіперіодичного кардіосигналу та зберігати-муть клінічно важливі характеристики, такі як Р-хвиля, QRS комплекс та Т-хвиля.

### Аналіз останніх досліджень і публікацій

Серед існуючих алгоритмів стиску ЕКГ даних можна виділити три основні категорії [1]:

1. Прямі методи (direct methods). Це методи, за допомогою яких з метою виявлення та видалення надлишкової інформації аналізують відліки оригінального сигналу. До цієї групи належать такі алгоритми, як AZTEC, TP, CORTES, FAN.

2. Трансформувальні (перетворювальні) методи (transformation methods). Це методи, які перетворюють оригінальний сигнал у деяку іншу частотно-часову форму з метою підвищення ефективності кодування. Ця категорія містить техніки, що використовують вейвлетне перетворення [2] [4], дискретне косинусне перетворення [6], перетворення Фур'є та інші.

3. Методи виділення параметрів (parameter extraction methods). Це методи, що передбачають попередню обробку сигналу для отримання необхідних характеристик, які надалі будуть використані для реконструкції. Відомі такі техніки, як лінійне і довготривале передбачення та інші.

Методами другої категорії можна досягти ефективних результатів компресії, тому надалі увагу сконцентруємо саме на них. Традиційно трансформувальні методи стиску (методи, основані на лінійному перетворенні) поділяють на дві групи [9]:

1. Кодування з перетворенням (transform coding), що ґрунтується на ортогональному лінійному перетворенні. Класичним прикладом такого перетворення є дискретне перетворення Фур'є (ДПФ), що розкладає сигнал на синусоїдальні компоненти. Двома іншими прикладами є дискретне косинусне перетворення (ДКП) та перетворення Карунена–Лоева (ПКЛ). Ці перетворення знаходять шляхом обчислення згортки сигналу скінченної довжини із сімейством базисних функцій. У результаті отримуємо коефіцієнти, які надалі обробляємо. Особливістю перетворень є те, що вони застосовуються до блоків сигналу, що не перекриваються.

2. Вейвлетне перетворення (wavelet transform), чи субполосне кодування (subband coding), суть якого полягає у застосуванні до початкового сигналу низькочастотного і високочастотного фільтрів з подальшим пониженням частоти дискретизації удвічі і послідовним ітераційним застосуванням цієї процедури до низькочастотної частини. В результаті низькочастотної фільтрації отримуємо наближення початкового сигналу, в результаті високочастотної – деталізуючу інформацію про початковий сигнал. Зворотне вейвлетне перетворення складається з ітераційного застосування зворотних фільтрів до високочастотних і низькочастотних коефіцієнтів з відновленням кожного другого елемента (їх значення приймається за 0) та їх додавання. Пряме перетворення називають аналізом, а зворотне – синтезом. Пару фільтрів, що беруть участь в перетворенні – вейвлетним базисом.

Треба зазначити, що хоча і виділяють дві категорії трансформувальних методів, проте розходження між ними незначні і ґрунтуються вони в основному на відмінності у методах обчислення самих перетворень.

### Постановка задачі

Оцінити та порівняти ефективні трансформувальні методи компресії ЕКГ, а саме техніки кодування, які використовують одновимірне та двовимірне дискретне косинусне перетворення (ДКП), а також одновимірне та двовимірне дискретне вейвлетне перетворення (ДВП). Виділити основні причини похибок, які виникають під час реконструкції електрокардіограм.

### Основні етапи трансформувальних методів компресії

Загалом трансформувальні методи компресії передбачають наявність схожих процедур покрокової обробки.

1. *Сегментація*: Для забезпечення стиску в реальному часі ЕКГ обробляють послідовними блоками. Оскільки електрокардіограма є одновимірним сигналом, то природно їх поділити на одновимірні блоки, як це робиться із застосуванням 1D ДКП та 1D ДВП. Проте з метою підвищення ефективності стиску можливо використовувати двовимірні перетворення (2D ДКП та 2D ДВП), як під час компресії зображень. У такому випадку необхідно сформувати матрицю ЕКГ даних.

Оскільки електрокардіосигнал є квазіперіодичним сигналом, то матрицю можна сформувати шляхом виділення ЕКГ періодів та запису їх як окремих рядків. Для виявлення періодів (R-R інтервалів, QRS комплексів) можна використати метод адаптивного порогового значення [Pan, Tompkins]. Треба зазначити, що ЕКГ періоди можуть бути різної тривалості, тому рядки матриці можуть мати неоднакову

кількість елементів. У такому випадку треба виконати нормалізацію та привести усі періоди до однакової довжини. З цією метою можна скористатися кубічно-сплайновою інтерполяцією [5].

Нехай  $x_k = [x_k(1) \ x_k(2) \ \dots \ x_k(N_k)]$   $k$ -й ЕКГ період. Тоді відповідний нормалізований ЕКГ період  $y_k = [y_k(1) \ y_k(2) \ \dots \ y_k(N)]$  визначають як

$$y_k(n) = \tilde{x}_k(t') \quad (1)$$

де  $\tilde{x}_k(t')$  – інтерпольована версія  $x_k(t)$  та

$$t' = \frac{(n-1)(N_k-1)}{(N-1)} + 1,$$

$N_k$  – кількість відліків  $k$ -го періоду ЕКГ,  $N$  – кількість відліків нормалізованого періоду. Нормалізований період визначають за формулою (2):

$$N = \lfloor \alpha \times M \rfloor, \quad (2)$$

де  $M$  – середня величина виявлених періодів,  $\alpha$  – параметр, який використовують для визначення кількості елементів у нормалізованому періоді. Треба зазначити, що  $\alpha$  впливає на ступінь та ефективність компресії, причому менші значення  $\alpha$  забезпечують більший стиск.

На цьому етапі інформацію втрачають лише у випадку формування двовимірних блоків ЕКГ даних. Основними причинами втрати можуть бути похибки під час виявлення QRS комплексів, спотворення у разі використання кубічно-сплайнової інтерполяції, а також надто низьке значення показника  $\alpha$ .

2. *Реалізація перетворення:* до кожного блоку застосовують або ДКП, або ДВП. У результаті отримуємо набір коефіцієнтів  $C(k)$ .

3. *Квантування з пороговою обробкою:* оскільки на наступному етапі кодування обробляють цілі числа, то для отримання цілочислових коефіцієнтів виконують квантування з рівномірним кроком. Квантовані коефіцієнти обраховують за формулою (3):

$$\tilde{C}(k) = C(k) // q(n), \quad (3)$$

де  $q(n)$  ( $n = 1, \dots, N$ ) – елементи вектора квантування, операція  $//$  подає ділення з подальшим заокругленням до меншого цілого.

З метою видалення шумової компоненти, а також для підвищення ефективності стиску до послідовності коефіцієнтів застосовують також порогову обробку (трешолдінг) [4]. Можливі такі варіанти порогового обмеження:

- жорсткий трешолдінг (hard thresholding). Цей тип порогового обмеження передбачає, що всі коефіцієнти, менші за порогове  $t$  значення, обнулюють.

- м'який трешолдінг (soft thresholding). Цей тип порогової обробки, окрім обнулення коефіцієнтів, які менші за порогове значення, забезпечує зменшення інших коефіцієнтів на величину порога  $t$ .

Для обробки коефіцієнтів дискретного косинусного перетворення використовуємо так званий універсальний, чи фіксований поріг, який дорівнює  $\sqrt{2 \cdot \log(\text{length}(x))}$  [Donoho, Johnstone (1994)]. Для обробки вейвлет коефіцієнтів застосовуємо порогові значення, залежні від рівня розкладу. Вектор порогів отримуємо за правилом вибору вейвлет коефіцієнтів, оснований на стратегії Бірге–Массарта [Birge, Massart].

Треба зазначити, що від величини порогового значення, а також від кроку квантування істотно залежить ступінь стиску та якість відтворення ЕКГ сигналу.

4. *Кодування:* Процедура квантування та порогова обробка приводять до появи значної кількості нульових значень квантованих коефіцієнтів. Завдяки цьому ефективним буде застосування безвратного кодування, а саме кодування довгих серій нулів чи ентропійного кодування (кодування Хафмана).

## Результати досліджень

Для аналізу ефективності трансформувальних методів стиску ЕКГ було створено ряд функцій у математичному пакеті Matlab.

Для оцінки методів компресії кардіосигналів було використано такі параметри, як ступінь стиску (CR – Compression Ratio), середньоквадратична різниця у відсотках (PRD – Percent Root mean square Difference) та максимальне відхилення (PE – peak error) [7]. Середньоквадратична різниця є одним з найвживаніших критеріїв для виявлення спотворення відтвореного сигналу, проте не достатньо точним. Це пов'язано з тим, що певні компоненти ЕКГ (QRS комплекси) мають більшу вагу для діагностування порівняно з усім сигналом. Тому поряд із PRD треба проводити візуальний огляд.

Як тестові дані було взято базу MIT-BIH Arrhythmia Database [8], яка містить 48 записів, кожний тривалістю понад 30 хвилин. Частота дискретизації та роздільна здатність становлять 360 Гц та 11 біт відповідно. Результати тестування наведено у табл. 1 та на рис. 1, 2.

Таблиця 1

### Результати роботи методів компресії

Алгоритм	PRD, %	CR	PE	Запис
Одновимірне ДКП	0.263	5.802	24.275	108
Одновимірне ДВП	0.321	7.333	13.000	108
Двовимірне ДКП	1.087	13.221	88.173	108
Двовимірне ДВП	1.323	16.541	94.739	108
Одновимірне ДКП	0.258	4.989	18.344	221
Одновимірне ДВП	0.308	7.001	15.000	221
Двовимірне ДКП	1.425	13.767	128.318	221
Двовимірне ДВП	1.523	16.272	119.253	221

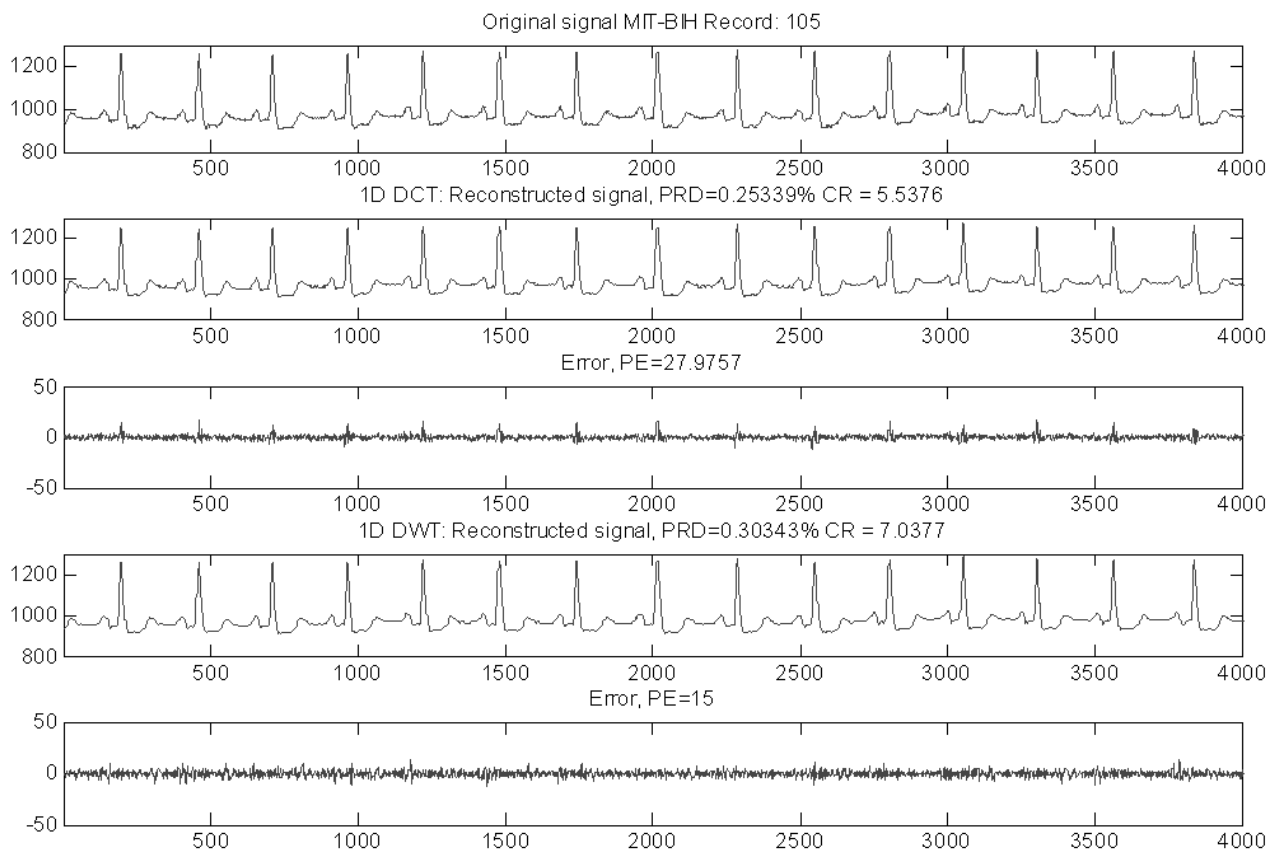


Рис. 1. Результати роботи методів: 1D ДКП та 1D ДВП

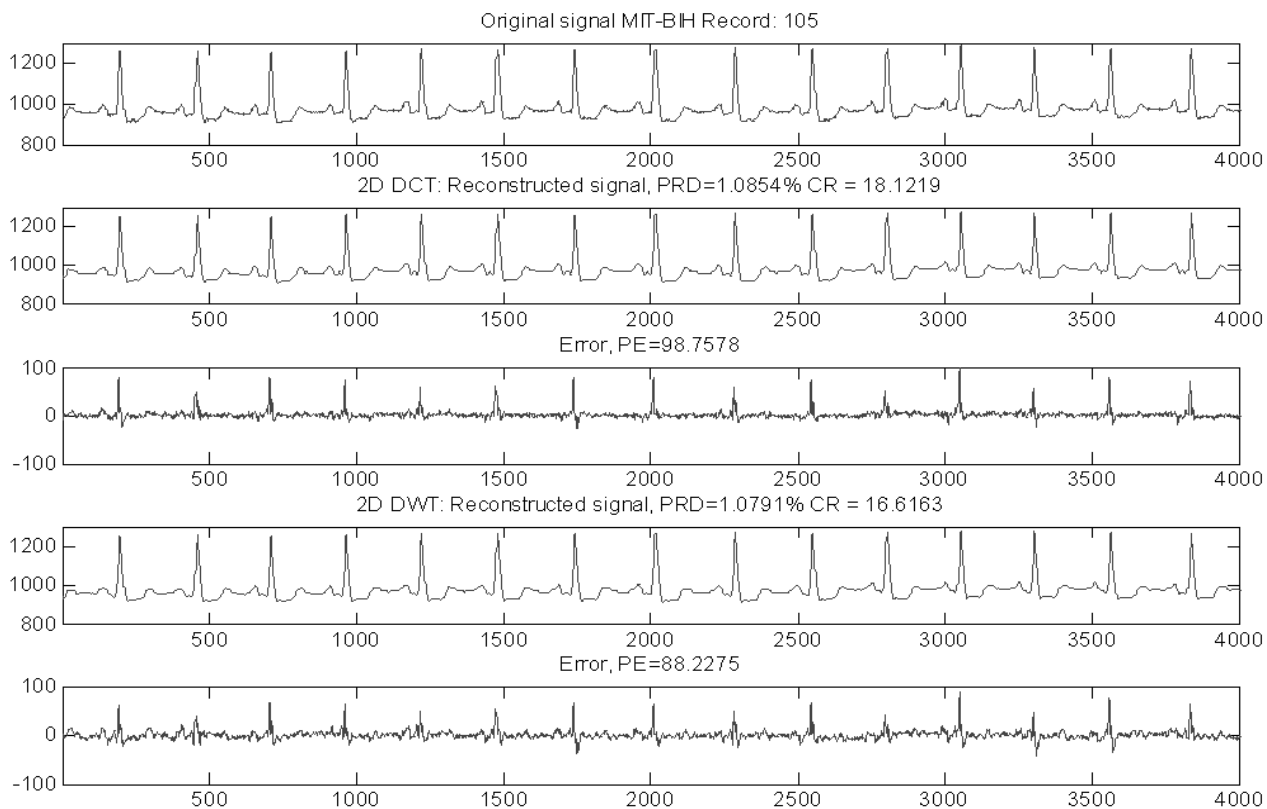


Рис. 2. Результати роботи методів: 2D ДКП та 2D ДВП

Загалом розглянуті методи компресії ЕКГ даних забезпечують стиск у 3–21 раз за значення PRD не більшого за 2–3 %, хоча максимальне відхилення все ж залишається достатньо великим. Результати аналізу свідчать, що двовимірні методи компресії, застосовані до ЕКГ сигналу, значно ефективніші порівняно з одновимірними аналогами. Проте треба зазначити і недоліки двовимірної обробки, зокрема використання кубічно-сплайнової інтерполяції під час формування ЕКГ матриці призводить до згладжування піків в області QRS комплексів, що особливо небажано. Крім того, якщо за алгоритмом виділення ЕКГ періодів (R піків) не можна виявити деякий QRS комплекс, то цей період розглядатимемо як продовження попереднього. У результаті отримаємо істотне спотворення двох періодів.

Необхідно зауважити, що для реалізації дискретного косинусного перетворення матрицю ЕКГ даних попередньо розбивають на базові блоки розміром  $2^n \times 2^n$  ( $n = 1, 2, 3, \dots$ ). При цьому розмірність ЕКГ матриці повинна бути кратною розмірності базових блоків, в протилежному випадку матрицю доповнюють додатковими нульовими даними. А це призведе до зниження ступеня компресії. Оскільки ЕКГ сигнал обробляють фрагментами, то зі збільшенням розміру базового блоку коефіцієнт стиску зменшуватиметься. У табл. 2 наведено результати стиску ЕКГ двовимірними методами.

Таблиця 2

### Результати роботи двовимірних методів компресії

Запис		2D ДКП				2D ДВП
		Розмір блоку				
		2	4	8	16	
105	CR	13.387	18.121	18.333	13.613	16.616
	PRD, %	1.064	1.085	1.051	1.063	
108	CR	13.221	16.248	17.571	17.432	16.541
	PRD, %	1.087	1.039	1.246	1.245	
112	CR	15.151	21.072	20.872	15.384	16.836
	PRD, %	1.186	1.127	1.104	0.986	
113	CR	13.301	14.569	13.715	11.828	16.129
	PRD, %	1.720	1.612	1.627	2.335	

## Висновки

У роботі проаналізовано ефективність стиску трансформувальних методів компресії електрокардіосигналів. Отримано результати, згідно з якими алгоритми, основані на двовимірних перетвореннях, забезпечують значно кращий стиск, проте і більше спотворення сигналу. Визначено основні причини похибок реконструкції ЕКГ. Мета подальших досліджень полягає у подальшому підвищенні ефективності роботи наведених алгоритмів та забезпеченні більшої точності відтворення.

1. Jalaleddine S., Hutchens C., Strattan R., and Coberly W. ECG data compression techniques – A unified approach // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* – Apr. 1990. – Vol. 37, no. 4. – P. 329–343. 2. Hilton M.L. Wavelet and wavelet packet compression of electrocardiograms // *IEEE Trans. on Biomed. Eng.* – May 1997. – Vol. 44. – P. 394–402. 3. Ahmad Reza A. Moghaddam, Kambiz Nayebi. A two dimensional wavelet packet approach for ECG compression // *In Proc. International Symposium on Signal Processing and its Applications (ISSPA)*. – August 2001. – P. 226–229. 4. Дьяконов В.П. Вейвлеты. От теории к практике. – М.: СОЛОН-Р, – 2002. – 488 с. 5. Ali Bilgin, Michael W. Marcellin, Maria I. Altbach. Compression of Electrocardiogram Signals using JPEG2000 // *IEEE Trans. on Consumer Electronics*. – November 2003. – Vol. 49, No. 4. – P. 833–840. 6. Lee H., Buckley K.M. ECG data compression using cut and align beats approach and 2-D transforms // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* – May 1999. – Vol. 46. P. 556–564. 7. Amjed S. Al-Fahoum. Quality Assessment of ECG Compression Techniques Using a Wavelet-Based Diagnostic Measure // *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* – January 2006. – Vol. 10, No. 1. – P. 182–191. 8. Moody G.B. *The MIT-BIH Arrhythmia Database CD-ROM, 2nd ed.* Cambridge, MA: Harvard–MIT Div. Health Sci. Technol. – Aug. 1992. 9. Воробьев В.И., Грибунин В.Г. Теория и практика вейвлет-преобразования. – М.: ВУС, 1999. – 204 с.

УДК 004.3

В.Т. Кремінь, С.М. Матвієнко\*, М.П. Кушнір  
Національний університет “Львівська політехніка”,  
кафедра електронних обчислювальних машин,  
\* Приватний підприємець

## СИСТЕМА КОНТРОЛЮ ПУЛЬСУ ЛЮДИНИ, ІНТЕГРОВАНА В ОПТИЧНИЙ МАНІПУЛЯТОР ТИПУ “МИША”

© Кремінь В.Т., Матвієнко С.М., Кушнір М.П., 2006

**Описано систему контролю пульсу людини, інтегровану в оптичний маніпулятор типу “миша”. Систему можна використовувати для контролю стану операторів персональних комп’ютерів.**

**In this article it is described human pulse control system that is integrated in the optical mice. System is useful to control the PC operator state.**

### Вступ

Стрімкий розвиток засобів обчислювальної техніки, здешевлення компонентів електронних схем дали змогу інтегрувати нові функції у добре знайомі користувачам персональних комп’ютерів пристрої вводу–виводу. В статті розглянуто можливість реалізації системи вимірювання пульсу, що інтегрована в оптичний маніпулятор типу “миша”, а також діагностики стану людини шляхом вимірювання пульсу оптичним методом.