

КАПИТЕЛ 4 / CHAPTER 4⁴

METHODS OF PREPROCESSING AND COMPRESSION OF ECG SIGNALS

DOI: 10.30890/2709-2313.2024-33-00-019

Вступ

Обсяг інформації, яка необхідна людству для економічного і технічного розвитку, ефективної трудової діяльності громадян та їх побутових потреб неухильно зростає. Також поліпшуються і характеристики пристроїв, призначених для зберігання і передачі інформації різного роду. Проте кількість інформації зростає набагато швидше, ніж характеристики пристроїв, призначених для її передачі й обробки [1]. Не секрет, що одним із напрямків, які найбільше розвиваються в останні два десятиліття, є засоби передавання та оброблення інформації.

Під час розв'язання задач недостатньої пропускної здатності та великого об'єму пам'яті, необхідної для зберігання отриманих даних, можна розглядати три варіанти [2]. Перший - це зменшення кількості використовуваної інформації, що останнім часом практично неприйнятно. Для зображень це означає зменшення роздільної здатності [3], що неминуче призведе до втрати або спотворення малорозмірних об'єктів і може зробити зображення непридатним для подальшого аналізу, наприклад, у медичних додатках. Другий варіант - збільшення пропускної спроможності ліній передавання та параметрів пристроїв, призначених для накопичення та зберігання даних [4], що визначається надзвичайно високим рівнем матеріальних витрат насамперед на збільшення пропускної спроможності каналів передачі. Нарощування обсягів пам'яті дає змогу частково вирішити проблему переповнення носія на незначний час. І, нарешті, третє рішення - застосовувати стиснення інформації [5-7]. Цей варіант дає змогу підвищити еквівалентну пропускну спроможність каналу передавання та зменшити вимогу до об'єму пристроїв накопичення інформації в кілька разів без додаткових витрат на модернізацію апаратної частини (винятком

⁴Authors: Zriakhov Mykhailo Serhiiovych, Lukin Volodymyr Vasilyovych, Kovalenko Bogdan Vitaliiovych, Rubel Andrii Sergiyovych, Kozhemiakina Nadiia Volodymyrivna



можуть бути витрати, необхідні для впровадження алгоритмів або процедур стиснення).

Найчастіше дані, що підлягають стисненню, являють собою багатоканальний сигнал (БКС). Під терміном "багатоканальний сигнал" будемо розуміти такий сигнал, що містить деякий набір сигналів, пов'язаних між собою параметрами або характеристиками джерела. Сигнали, що складають БКС, можуть бути отримані одночасно від декількох пристроїв реєстрації або містити сигнали, сформовані одним пристроєм реєстрації, але в різний час. Сигнали в БКС можуть бути сформовані як незалежно один від одного, так і містити сигнали, що являють собою комбінації сигналів з інших каналів.

Крім того, варто враховувати те, що сигнали, які підлягають стисненню, можуть бути попередньо оброблені для покращення характеристик стиснення. Попередня обробка дає змогу підготувати дані до їх подальшого ефективнішого стиснення універсальними методами. У результаті попередньої обробки вхідний потік має змінитися таким чином, щоб ступінь стиснення перетворених даних був вищим за ступінь стиснення оригінальних, "необроблених" даних. При цьому перетворення має бути зворотнім.

Під час розроблення процедур, що дають змогу підвищити коефіцієнт стиснення при збереженні якості відновлених даних, доцільно враховувати можливу наявність корельованості та інші характерні властивості одновимірних сигналів у багатовимірній послідовності [6]. При цьому основною метою (при використанні кодерів, в основі яких лежать ортогональні перетворення) є збільшення числа нульових коефіцієнтів перетворення після квантування.

Багатоканальні сигнали для різних додатків можуть як істотно відрізняються за формою, так і бути схожими. Крім того, істотні відмінності спостерігаються і в ступені корельованості одновимірних сигналів у багатоканальних даних [8] залежно від типу сигналу. Таким чином, одним із завдань під час розроблення ефективних методів попереднього оброблення і стиснення є аналіз впливу рівня корельованості багатоканальних сигналів на якісні показники стиснення.



4.1. Основні поняття

Залежно від типу даних (одновимірні або двовимірні), які представляє кожний сигнал у БКС, розрізняють багатоканальні одновимірні сигнали (БКОС) і багатоканальні двовимірні сигнали (БКДС). Зазвичай одновимірним сигналам у кожному каналі БКС відповідає одне значення реєстрованої величини в певному часовому інтервалі, така вибірка зазвичай представлена у вигляді вектору значень. Отже, двовимірні сигнали містять набір значень, отриманих від реєстратора сигналу одночасно або в одному часовому проміжку. Кожне значення БКС зазвичай подається у вигляді $S_{\lambda l}$ (для випадку БКОС) і $S_{\lambda kl}$ (для БКДС), де S - це БКС, k і l - індекси, що визначають відлік у каналі з індексом λ . Наприклад, електрокардіографічний (ЕКГ) сигнал (рисунок 1) належить до БКОС і зазвичай подається 12-ти канальною послідовністю з частотою дискретизації 250...500 Гц і 8...16-ти бітовим поданням кожного відліку [9].



Рисунок 1 - Приклад багатоканального одновимірного сигналу ЕКГ

Джерело: [9]

Водночас залежно від типу розглянутого додатка сигналам у каналах багатоканальної системи властивий особливий характер поведінки. Наприклад, багатоканальні ЕКГ-сигнали є квазіперіодичними [9, 10].

Оскільки для розв'язання задач недостатньої пропускнуєї спроможності та великого обсягу пам'яті під час роботи з ЕКГ-сигналами в даній роботі обрано третій метод, а саме застосування методів стиснення, то необхідно відзначити той факт, що найефективнішим (у плані забезпечення високих значень коефіцієнту стиснення) є використання методів стиснення з втратами (відновлені після стиснення дані відрізняються від оригінальних на деяку величину). У



цьому разі для оцінювання ефективності стисненого подання сигналу зазвичай застосовують два показники: перший визначає коефіцієнт стиснення (CR - compression ratio) [11], а другий - це показник якості стиснутого сигналу. Коефіцієнт стиснення можна розрахувати наступним чином:

$$CR = \frac{b_{in}}{b_{out}}, \quad (1)$$

тобто CR визначається у вигляді відношення оригінального розміру файлу сигналу b_{in} (у байтах або бітах) до розміру сигналу після стиснення b_{out} . В якості помилки найчастіше використовують різновиди середньоквадратичної похибки або абсолютної помилки, які легко обчислюються, але не завжди коректні з погляду можливої подальшої інтерпретації [12]. У деяких випадках (під час стиснення зображень) замість CR застосовують термін кількість біт, що припадає на один піксель стиснутого зображення (bpp - bit per pixel) [11, 12]. Ці дві величини пов'язані одна з одною таким чином:

$$bpp = \frac{DBI}{CR} \quad (2)$$

де DBI - depth-of-brightness-image - глибина яскравості зображення або кількість біт, якими представляється кожен піксель (для зображень у градаціях сірого $DBI = 8$).

Під час оцінювання якості декодованих після стиснення даних можливі два глобальні підходи: об'єктивне оцінювання якості сигналу (за допомогою використання моделей, в основі яких лежать математичні операції) і суб'єктивне оцінювання якості (наприклад, на основі методики експертних оцінок) [13]. Під час оцінювання якості стиснутої інформації, призначеної для сприйняття людиною (зустрічається більшою мірою в додатках мультимедіа), вирішальну роль відіграє саме суб'єктивна оцінка. Водночас об'єктивні оцінки дають змогу пред'явити кількісні вимоги до характеристик системи стиснення і виконати оптимізацію режиму її роботи.

У загальному випадку, виходячи з типу застосунків, у яких необхідно



кількісно оцінювати якісний показник, використовують різні критерії ефективності обробки [12], що характеризують: якість даних, відновлених після їх стиснення, ефективність фільтрації, ймовірність правильної класифікації та інтерпретації і т.д. При цьому основна ідея під час вибору критерію якості полягає в чутливості критерію до чинника, який спричиняє спотворення.

Водночас для того, щоб оцінити якість обробленого сигналу відносно оригінального, у біомедичних додатках, зокрема, під час обробки ЕКГ-сигналів та електроенцефалограм набула значного поширення така метрика, як відсоткове середньоквадратичне відхилення (PRD) [9], яку можна обчислити наступним чином:

$$PRD(S, S^{dec}) = \sqrt{\frac{\sum_{\lambda=1}^{\Lambda} \sum_{l=1}^L (S_{\lambda l} - S_{\lambda l}^{dec})^2}{\sum_{\lambda=1}^{\Lambda} \sum_{l=1}^L (S_{\lambda l} - \langle S \rangle)^2}} \times 100 \quad (3)$$

де $\langle S \rangle$ – середнє, розраховане для S , а S^{dec} - декодований сигнал.

Таким чином, основні вимоги, які висуваються до різних алгоритмів стиснення, полягають у забезпеченні найбільшого CR за найменших або прийнятних спотворень. При цьому, збільшення CR, як правило, призводить до зниження якості стиснутих даних і навпаки [12, 13]. Тому під час розроблення нових і модернізації наявних методів стиснення розробники шукають компроміс між якістю і ступенем стиснення.

4.2. Попередня обробка сигналу ЕКГ

У вступі було згадано, що попередня обробка сигналу може значно підвищити ефективність стиснення, тому необхідно приділити окрему увагу різним методам попередньої обробки багатоканального сигналу.

Першим розглянутим методом попередньої обробки є перестановка сигналів у сусідніх блоках. Припустимо, що двовимірний масив S сформовано з



одновимірних сигналів певним чином. Наприклад, номер рядка може відповідати номеру каналу (на практиці такий порядок зустрічається найчастіше). З теорії комбінаторики випливає, що кількість можливих варіантів розташування N_{var} , якими можна розмістити Λ рядків у двовимірному масиві S , дорівнює $\Lambda!$.

Дослідження [14] показують, що забезпечується вищий CR (за однакової якості відновлених даних) для тих зображень, у яких вищий ступінь корельованості сусідніх відліків. Для деяких додатків, у яких спектрально кореляційні властивості сигналу слабо змінюються (наприклад, для випадку багатоканальних ЕКГ зі стандартною системою відведень [10]), оптимальний порядок може бути визначено заздалегідь. Однак для більш загального випадку рекомендації щодо вибору оптимального порядку розташування сигналів у каналах БКС відсутні.

Для визначення рекомендованого порядку розташування сигналів у рядках двовимірного масиву нами проведено низку експериментів. Їх суть полягала в тому, що стисненню піддавався S^M , рядки якого були сформовані з рядків масиву S . При цьому були досліджені всі можливі варіанти порядку розташування сигналів у рядках S^M . Аналіз результатів показав, що найвищий ступінь стиснення досягається в разі формування рядків S з одновимірних сигналів у такий спосіб, щоб значення добутку коефіцієнтів кореляції сигналів у сусідніх рядках PIR було максимальним з усього набору варіантів розташування N_{var} .

$$PIR = \max_{N_{var}} \prod_{\lambda_i=1}^{\Lambda-1} \prod_{\lambda_j=1}^{\Lambda-1} R^{\lambda_i \lambda_j}(0), \quad \text{при } \lambda_i \neq \lambda_j \quad (4)$$

Для реалізації цієї процедури попередньої обробки необхідно заздалегідь отримати значення всіх $R^{\lambda_i \lambda_j}(0)$ для сигналів оригінального масиву. Зазначимо, що час витрачений на виконання операції перестановки сигналів у рядках різко зростає при збільшенні Λ .



При перестановці каналів порядок розташування слід зберігати як службову інформацію з метою коректного відновлення. Для кодування цієї службової інформації необхідно виділяти таку кількість байт, яка буде достатньою для її представлення. Наприклад, якщо сигнал 8-канальний ($\Lambda = 8$), то кожне значення порядку розташування достатньо представляти не більше, ніж 3-бітним числом, що в сумі складе 2 байти.

Наведемо деякі оцінки ефективності пропонованої процедури шляхом моделювання кількох варіантів розташування сигналів у БКС. Для цього представимо сигнал у модельованому двовимірному масиві S^M сигналами тестової послідовності в наступних порядках: випадок 1а - S^M еквівалентний тестовому сигналу ($S_{1l}^M = S_{1l}$), випадок 1б ($S_{1l}^M = S_{8l}$, $S_{(2..7)l}^M = S_{(2..7)l}$, $S_{8l}^M = S_{1l}$), випадок 1в ($S_{1l}^M = S_{4l}$, $S_{2l}^M = S_{6l}$, $S_{3l}^M = S_{2l}$, $S_{4l}^M = S_{8l}$, $S_{5l}^M = S_{1l}$, $S_{6l}^M = S_{7l}$, $S_{7l}^M = S_{3l}$, $S_{8l}^M = S_{5l}$). Результати стиснення S^M представлені кривими на графіку нижче (рисунк 2).

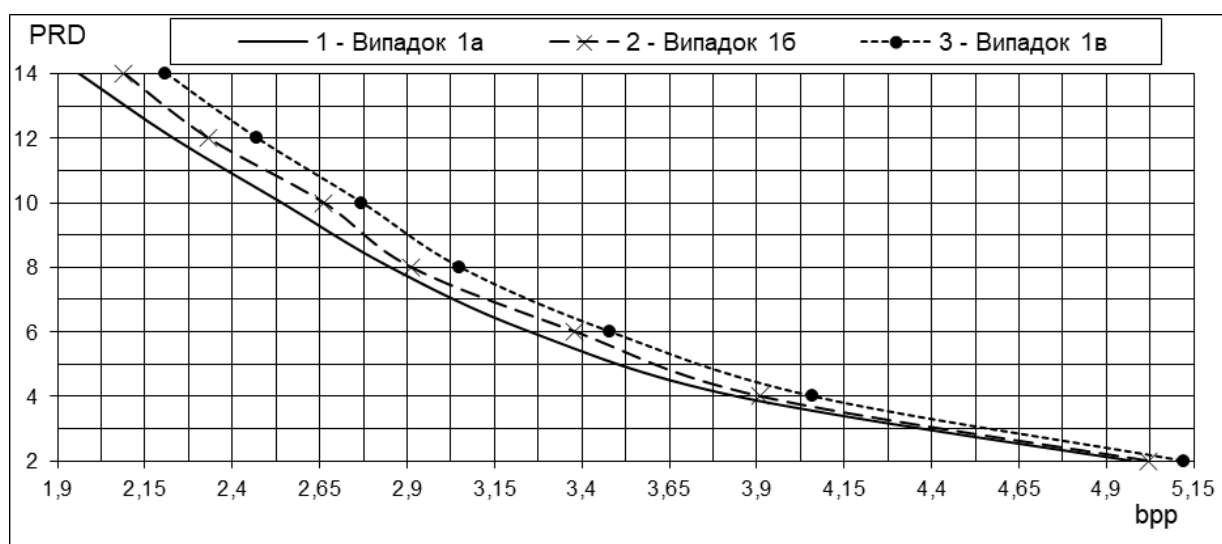


Рисунок 2 - Криві залежності PRD(bpp) стиснення S^M

Авторська розробка

Як видно з аналізу кривих (рисунк 2), за різних порядків розташування сигналів S^M стискається з різними CR. Так, при фіксованому PRD (у даному



випадку, $PRD=10\%$) найменше bpp отримано для кривої 1 ($bpp=2,525$, при цьому PIR найбільше з усіх можливих варіантів і становить $0,428$), для кривої 2 $bpp=2,68$ ($PIR=0,18$), для кривої 3 отримано найбільше bpp ($bpp=2,775$, $PIR=0,0024$).

Таким чином, припущення про те, що ступінь стиснення тим вищий, чим більш корельованими є сигнали в сусідніх рядках багатоканальної послідовності, підтверджується для БКОС.

Наступний потенційний етап попередньої обробки - це усунення можливої відмінності потужностей сигналів у рядках S^M . Щоб домогтися приблизної однаковості потужностей сигналів у всіх рядках пропонується проводити їх нормування за потужністю поканально. У цьому разі ми отримаємо S^M з рівними потужностями, при цьому $\Delta_{\lambda_i \lambda_j} = 0$. Проте, для подальшого коректного відновлення сигналів (на останньому етапі їх декомпресії) на практиці необхідно зберігати масив значень нормування Q .

Дослідження показали, що для різних сигналів значення масиву Q (при 8-ми бітному поданні відліків оригінального масиву) дуже рідко перевищують значення 65535 (подається 16-ма бітами), тому для збереження коефіцієнтів нормування пропонується подавати елементи Q 16-бітним числом. Якщо ж виявляється, що $Q_\lambda > 65535$, то такі елементи Q_λ пропонується розбивати на три 16-бітних числа (одне число флагове і два символічних).

Промодельємо сигнал з різними потужностями в масиві S^M і проаналізуємо поведінку кривих залежностей PRD (bpp) для цього випадку. Процедура моделювання S^M з різними потужностями одновимірних сигналів здійснювалася шляхом множення елементів рядків S на деяку константу в межах $0,5..2,5$.

Розглянемо як приклади кілька варіантів моделювання: випадок 2a ($S_{\lambda l}^M = S_{\lambda l}$), випадок 2б ($S_{1l}^M = 1,5 * S_{1l}$, $S_{(2..7)l}^M = S_{(2..7)l}$, $S_{8l}^M = 2,5 * S_{8l}$), випадок 2в ($S_{1l}^M = 1,5 * S_{1l}$, $S_{2l}^M = 1,7 * S_{2l}$, $S_{3l}^M = S_{3l}$, $S_{4l}^M = 0,5 * S_{4l}$, $S_{5l}^M = 2 * S_{5l}$,



$S_{6l}^M = 2,5 * S_{6l}$, $S_{7l}^M = 2,2 * S_{7l}$, $S_{8l}^M = 0,75 * S_{8l}$). Криві залежностей PDR (bpr) для 2-го випадку моделювання представлено нижче (рисунок 3).

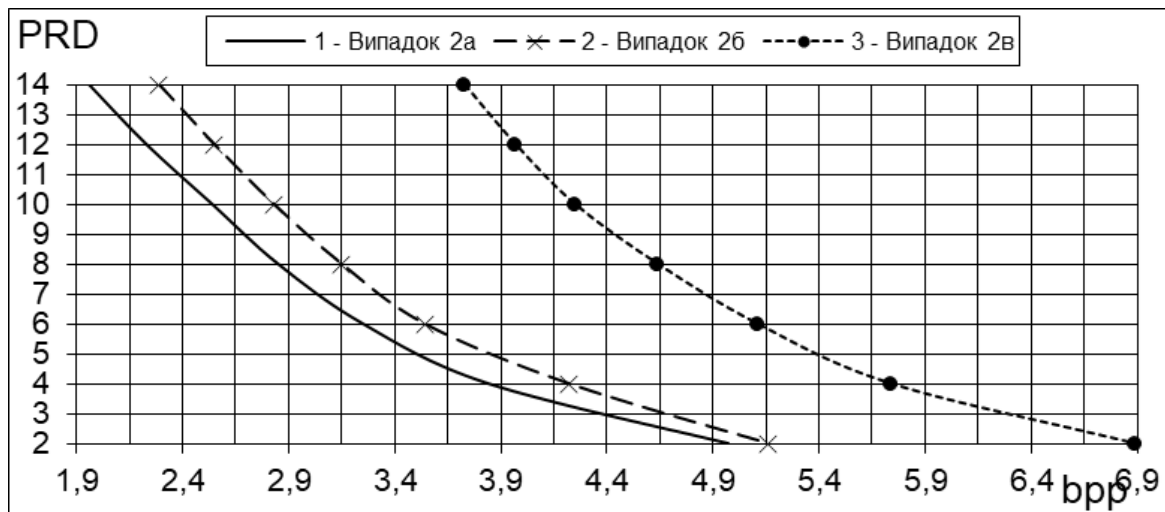


Рисунок 3 - Криві залежностей PDR(bpr) для 2-го випадку моделювання

Авторська розробка

З аналізу кривих залежностей PRD(bpr) (рисунок 3) випливає характерна закономірність - ступінь стиснення тим вищий, чим менша відмінність за потужністю в одновимірних сигналах. Таким чином, за PRD=10% для випадку 2a (усі сигнали мають однакові потужності) bpr становив 2,525, для випадку 2б (два одноканальні сигнали мають потужності, відмінні від усіх інших) bpr=2,83, для випадку 2в (усі сигнали мають різні потужності) bpr=4,25.

Таким чином, при фіксованому PRD (наприклад PRD=10%) ступінь стиснення для випадку 2a в 1,12 рази більший, ніж для випадку 2б і в 1,68 рази вищий, ніж для випадку 2в.

Наведені результати показують, що за допомогою процедури нормування можливо істотно підвищити ступінь стиснення. При цьому, дана процедура не вимагає істотних обчислювальних витрат і проста в реалізації. Крім того, під час стиснення БКОС за допомогою двовимірного ортогонального перетворення у випадку з різними рівнями потужності сигналів у каналах БКС спостерігається різний внесок спотворень, що вносяться, за рахунок квантування. При цьому



сильніше спотворюються ті сигнали, рівень потужності яких менший, що помітно для випадків 2а, 2б і 2в (таблиця 1). Таким чином, за допомогою операції нормування сигналів за потужністю в каналах БКС можливо не тільки збільшити CR, а й забезпечити однакові спотворення (що вносяться квантуванням) у різні канали незалежно від початкового рівня потужності сигналів у них.

Таблиця 1 – Поканална оцінка PRD для випадків 2а, 2б і 2в

Випадок 2а								
№ каналу	1	2	3	4	5	6	7	8
PRD, %	4,94	5,04	5,02	4,96	5,04	4,99	4,92	4,93
Випадок 2б								
№ каналу	1	2	3	4	5	6	7	8
PRD, %	4,46	6,67	6,75	6,69	6,63	6,72	6,67	2,6
Випадок 2в								
№ каналу	1	2	3	4	5	6	7	8
PRD, %	5,41	4,83	8,28	16,5	4,1	3,25	3,68	10,7

Авторська розробка

Ще одним варіантом попередньої обробки сигналу є використання зсуву. У зв'язку з тим, що внаслідок затримки між одновимірними сигналами у двовимірному масиві можуть виникати ненульові зсуви $\Delta_{\lambda_i \lambda_j}$, пропонується збільшувати міжканалну кореляцію шляхом усунення $\Delta_{\lambda_i \lambda_j}$. Процедура можна організувати так: знайти координати максимумів $q_{R_{\max}}$ ВКФ сигналів у сусідніх каналах ($\lambda = 1, \dots, 8$) і потім циклічно зміщувати сигнали на знайдену величину $\Delta_{\lambda_i \lambda_j}$. При цьому сигнал з першого рядка залишається незмінним, а зміщуються тільки сигнали в рядках з другого по восьмий. Під час виконання цієї операції частина значень відліків переносяться або на початок, або в кінець відповідного рядка залежно від знаку $\Delta_{\lambda_i \lambda_j}$.



Після виконання зазначених вище операцій необхідно зберігати як службову інформацію отримані значення $\Delta_{\lambda_i \lambda_j}$. Зрозуміло, що залежно від додатка значення $\Delta_{\lambda_i \lambda_j}$ (цілі числа) можуть лежати в різних межах, у найгіршому випадку від $-L$ до L . Проте на практиці $\Delta_{\lambda_i \lambda_j}$ рідко виходить за діапазон від -100 до 100 , тому достатньо представляти кожне значення зсуву 8-бітним числом. Розмір службової інформації (масив значень $\Delta_{\lambda_i \lambda_j}$) залежить від Λ і дорівнює $\Lambda - 1$ байт.

Розглянемо результати, отримані під час моделювання зсуву сигналів, один відносно одного. Як і при попередніх варіантах моделювання S^M розглянемо три випадки: випадок 3а ($S_{\lambda l}^M = S_{\lambda l}$, зсув $\Delta_{\lambda_i \lambda_j} = 0$), випадок 3б (для $S_{(1,3..7)l}^M$ $\Delta_{1(1,3..7)} = 0$, для S_{2l}^M $\Delta_{12} = 10$, для S_{8l}^M $\Delta_{18} = 20$), випадок 3в (для $S_{\lambda l}^M$ $\Delta_{1\lambda_j} = 10 * (\lambda_j - 1)$). При цьому потужності сигналів у всіх каналах однакові (або попередньо віднормовані). Для змодельованого сигналу було отримано залежності PRD від bpr (рисунк 4).

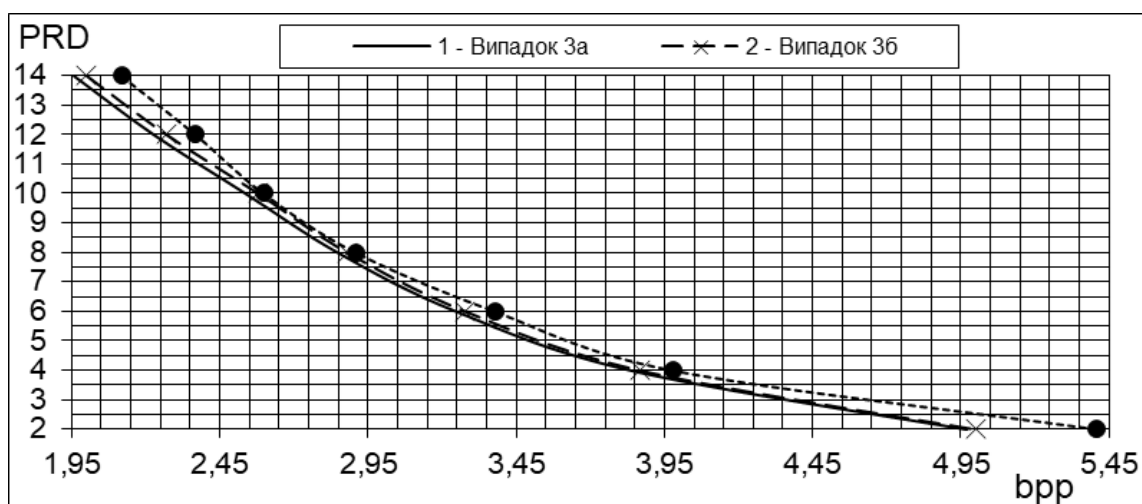


Рисунок 4 - Залежності PRD(bpr) для випадку моделювання зсуву в БКС

Авторська розробка

Як показує аналіз залежностей PRD(bpr) (рисунк 4), розглянута процедура зсуву сигналів для модельованого сигналу не призводить до істотного



збільшення ступеня стиснення. Ефективність стиснення для випадку 3а ($S_{\lambda l}^M = S_{\lambda l}$, зсув $\Delta_{\lambda_i \lambda_j} = 0$, що відповідає попередньому усуненню взаємних зсувів) за PRD=10% зросла приблизно в 1,02 рази порівняно з випадком 3в.

4.3. Результати стиснення з використанням розглянутих методів попередньої обробки сигналу

Отримавши позитивні результати щодо ефективності запропонованих методів попередньої обробки для модельних даних варто розглянути їх застосування на практиці. Під час стиснення даних багатоканальних ЕКГ, призначених для довготривалого зберігання, здійснювали всі запропоновані процедури попередньої обробки, а розмірність блоків було обрано як $L_{bl} = 128$ і $K_{bl} = 8$. Дослідження ефективності стиснення запропонованого методу було здійснено для дев'яти БКС багатоканальних ЕКГ. Основні характеристики розглянутих БКОС для багатоканальних ЕКГ такі: частота дискретизації 250 Гц і 500 Гц; розрядність представлення відліків, дорівнює від 8 до 16 біт; кількість каналів 3і 12; ступінь корельованості сигналів між каналами від 0,4 до 0,96; величина області високого ступеня кореляції ($> 0,5$) між відліками в каналі, від 10 до 15 відліків.

Результати стиснення, за допустимих значень PRD не більше 5% мінімальний коефіцієнт стиснення становив 22, а максимальний 39, а середній CR за сигналами відповідного типу становив 29.

Проте, за аналогією з біомедичними даними, до якості яких висувається досить жорсткі вимоги, пропонується стискати дані з внесеними спотвореннями (за критерієм PRD) не більше 5%. З погляду автоматичної інтерпретації, таке PRD відновлених сигналів, не суттєво впливає на якість аналізу. При цьому в сигналах, що містять шуми, спостерігається деяке поліпшення за рахунок фільтрувальних властивостей методів стиснення на базі ортогональних



перетворень, що підтверджується даними багатоканальних ЕКГ, стиснутих за запропонованою методикою (рисунок 5).

Хоча CR істотно залежить від типу БКС і їх застосування, проте видається доцільним порівняти отримані результати з даними, наведеними в інших роботах зі стиснення ЕКГ-сигналів, що можливо, наприклад, для фіксованого PRD=5% і тестових ЕКГ із медичної бази даних аритмій (MIT-BIH arrhythmia database) [15].

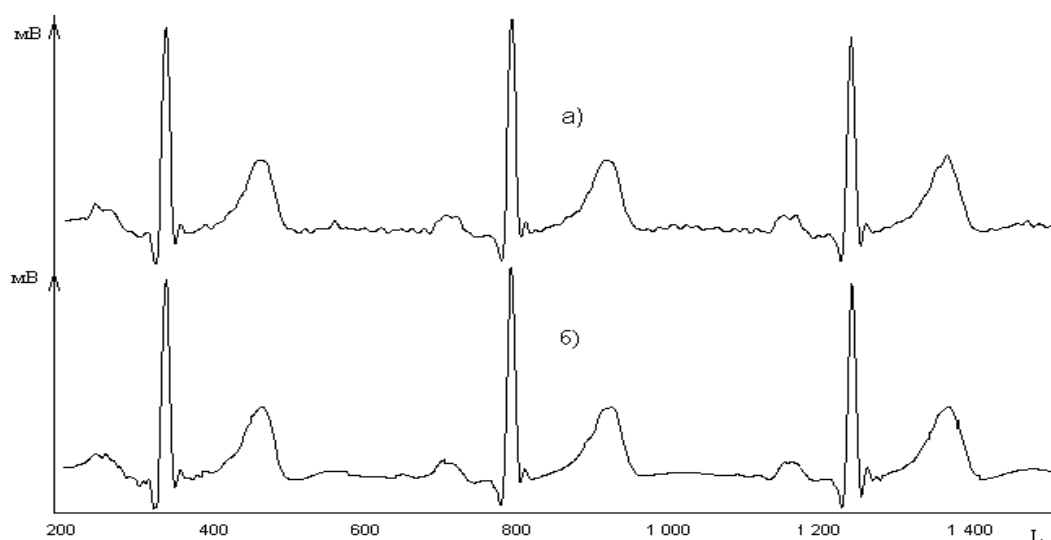


Рисунок 5 - Приклад фрагмента ЕКГ а) оригінальна ЕКГ, б) відновлена ЕКГ

Авторська розробка

При стисненні одноканальних ЕКГ з використанням МС-LTP [16] досягнуто CR порядку 7. Застосування методу стиснення 12-канальних ЕКГ OZWC [17], в основі якого лежить ВП, дає змогу забезпечити CR порядку 8...11. У роботі [18] для 12-канальних ЕКГ CR становив 20...31, що практично збігається з даними для запропонованого методу. Однак, метод WHOSC [18] є істотно складнішим і характеризується значно нижчою швидкістю.



Висновки

У результаті проведених досліджень реальних БКОС встановлено, що для підвищення міжканальної подібності відліків БКОС та їх ефективнішого стиснення доцільно використовувати низку процедур попередньої обробки, які не спричиняють спотворень і які полягають в наступному: усунення можливого зсуву між сигналами, нормування компонентних сигналів за потужністю, перестановка сигналів у каналах БКОС у такий спосіб, щоб подібність сусідніх відліків між рядками сформованого двовимірного масиву була найбільшою.

Застосування перерахованих процедур попереднього оброблення дало змогу підвищити ступінь стиснення до 1,7 раз (за того самого рівня внесених спотворень) порівняно з випадком, коли попередня обробка не застосовувалася.