

А. Й. Наконечний, О. І. Шпак
Національний університет «Львівська політехніка»
кафедра комп'ютеризованих систем автоматичної

ДОСЛІДЖЕННЯ ПОДАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМ У ВЕЙВЛЕТ-ОБЛАСТІ

<https://doi.org/>

Ó Наконечний А. Й., Шпак О. І., 2021

Детально проаналізовано структуру серцевого циклу електрокардіограми та проведено аналіз її розшифрування. Досліджено кардіограми у часо-частотній області. Розглянуто основні положення вейвлет-перетворення для оброблення електрокардіографічних сигналів. Запропоновано використання вейвлет перетворення в електрокардіографії та в подальшому на базі отриманих методик побудові системи автоматичного аналізу електрокардіографічного сигналу з метою виявлення наявних захворювань.

Ключові слова: електрокардіографічний сигнал, вейвлет-перетворення, серцевий цикл.

The structure of the cardiac cycle of the electrocardiogram is analyzed in detail and the analysis of its expansion is carried out. Cardiograms in the time-frequency domain were studied. The main provisions of the Wavelet transform for processing are considered electrocardiographic signals. The use of wavelet transform in electrocardiography and In the future on the basis of the received techniques of construction of systems of the automatic analysis of an electrocardiographic signal with use of available means of protection.

Keywords: electrocardiographic signal, wavelet transform, cardiac cycle.

Вступ

Усі види життя, від клітин до організмів, генерують сигнали біологічного походження. Зокрема сигнали можуть бути і електричними, наприклад, отримані при деполяризації нервових клітини або визначені біопотенціалів серця. Саме такі біологічні сигнали і представляють інтерес для визначення діагнозу, для встановлення стану пацієнта, а також біомедичного дослідження. Переважно електрографічні методи використовуються для реєстрації біомедичних сигналів. Ці методи забезпечують контроль та вимірювання параметрів біомедичних сигналів у межах норми, а також при патологічних або фізіологічних відхиленнях поза межами норми.

Проте живі організми формують великий потік сигналів, який дуже часто захований у фоні шуму інших сигналів та компонентів шуму. Загальна мета обробки біосигналів - виділення сигналів, що нас цікавлять, від фону і зменшення надмірного потоку неінформативних даних до декількох, які представляють певний інтерес. Аналіз методів та алгоритмів обробки біосигналів вказує на те, що не дивлячись на існуюче їх різноманіття вони виявляються недостатньо інформативними і ефективними. Таким чином, актуальність даної роботи визначається необхідністю аналізу нових методів, які дозволять підвищити інформативність і якість обробки при роботі з біосигналами.

Аналіз проблеми досліджень

На сьогодні аналіз електрокардіографічних сигналів (ЕКГ) проводиться лише за формою та в часовій області, тобто проводиться стандартний аналіз початкового стану серцево-судинної системи кардіологами для встановлення діагнозу. Такий підхід на даний час є недостатнім, малоінформативним, неекономічним та не завжди доступним. Він не завжди забезпечує високу розрізняльну здатність по частоті і часу. Втрачається частина цінної діагностичної інформації при аналізі ЕКГ лише за формою та в часі, яка властива певним видам захворювання. По-третє, оскільки більшість сигналів ЕКГ є широкосмуговими, тобто складаються як з короткочасних високочастотних, так і з довготривалих, низькочастотних компонентів, то вони не завжди якісно можуть бути оцінені і проаналізовані медичними фахівцями.

Таким чином, необхідно перейти до створення нових методів та алгоритмів для аналізу електрокардіографічних сигналів. Згадані вимоги частково можуть задовольнятися шляхом використання віконного перетворення Фур'є (ВПФ) вхідних сигналів, а в найбільшій мірі при представленні біосигналів у часо-частотній області в процесі вейвлет перетворення.

Мета дослідження.

Метою даного дослідження є аналіз специфіки подання електрокардіограм у вейвлет області для отримання нових якісних характеристик сигналів та покращення прогнозування різних видів серцевих захворювань пацієнтів.

В даний час в клінічній практиці дуже широко застосовується метод електрокардіографії. Виникнення і поширення збудження в серцевому м'язі – це ті процеси, що відображає ЕКГ. Існують різноманітні способи, якими можна контролювати електричну активність серця. Вони відрізняються розташуванням електродів на поверхні тіла пацієнта. Клітини серця, які переходять в стан збудження, мають властивість ставати джерелом мікрострумів і викликати появу поля в оточуючому серце середовищі.

Електрокардіограма це періодично повторювана сигнальна крива біопотенціалів серця, яка відображає хід процесу збудження серця, що виникає у синусовому вузлі і поширюється по всьому серцю і записана за допомогою електрокардіографа. З технічної точки зору при електрокардіографії реєструються електричні струми. Вони виникають протягом певного періоду при скороченні та розслабленні серцевого м'яза. В певний момент роботи серця виникає середнє значення всіх векторів потенціалів дії, що відображає ЕКГ. Без ЕКГ неможливо провести діагностику порушення ритму, провідності, гіпертрофію, а також ішемічну хворобу серця. Такий підхід дає можливість точно визначити зміну міокарда, поширення цієї зміни, глибину та час її появи. За допомогою дослідження ЕКГ можна попередити порушення електролітного обміну, що виникають під впливом різних токсичних речовин, а також дистрофічні та склеротичні процеси, що відбуваються в міокарді.

При поєднанні дослідження ЕКГ з функціональними тестами можна виявляти приховану коронарну недостатність, аритмії, встановлювати диференціальний діагноз між функціональними та органічними порушеннями серця.

В сучасних електрокардіографах широко застосовують фільтри сигналу. Вони дозволяють отримувати достатньо високу якість електрокардіограм. При цьому вносяться тільки деякі мінімальні спотворення до форми сигналу, який отримують. Низькочастотні фільтри, частота яких лежить в межах 0,5-1 Гц, дозволяють значно зменшити ефект плаваючої ізоляції, вносячи при цьому спотворення у форму ST сегмента. Режекторний фільтр 50-60 Гц нівелює мережеві наведення. Фільтр низької частоти, а це частота 35 Гц, може компенсувати артефакти, які пов'язані з активністю м'язів. У електрокардіографії використовуються три точки тіла, до яких прикладаються електроди. Розташування електродів на правій та лівій руках – це відведення I, на правій руці та лівій нозі – це відведення II, а на лівій руці та лівій нозі – це відведення III. Ці відведення утворюють рівносторонній трикутник. За їх параметрами визначають кут, під яким розташоване серце. Крім стандартних сигналів, реєструють також підсилені відведення від кінцівок, зокрема aVR, aVL, aVF - однополюсні

відведення, які вимірюються за усередненим потенціалом усіх трьох електродів або за усередненим потенціалом двох інших електродів.

Діє зауваження, що серед шести наведених сигналів: I, II, III, aVR, aVL, aVF лише два є лінійно незалежними, тобто, за відомими сигналами лише будь-яких двох відведень, можна шляхом складання/віднімання, обчислити і прогнозувати сигнали в інших чотирьох відведеннях. Переважно реєструють 6 відведень: з V1 до V6. Відведення з V7 до V9 рідко використовуються в клінічній практиці. Тому що вони представляють більш повне відображення про патологічні процеси в міокарді задньої стінки лівого шлуночка.

Отже, процес отримання якісної ЕКГ є складним, залежить від багатьох чинників організації і видів зняття біосигналів, а також суттєво залежить від перетворення та їх оброблення.

Структура серцевого циклу кардіограми

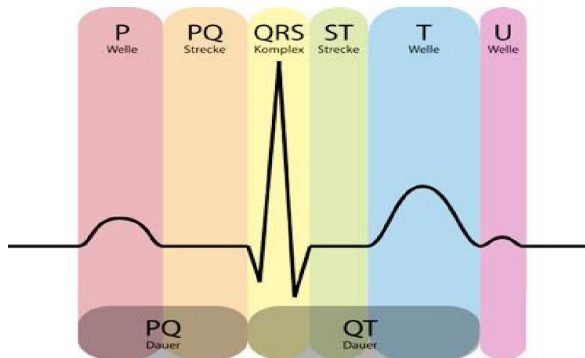


Рис. 1. Узагальнена структура серцевого циклу

З медичної практики відомо, що узагальнена структура серцевого циклу (рис. 1) складається з ряду важливих частин, кожна з яких несе інформацію про ті чи інші відхилення від норми роботи серця, а значить певні захворювання. Виходячи з цього доцільно розглянути та провести аналіз кожної з таких частин (рис. 2).

Зубець *P* в нормальних умовах характеризує початковий стан серцевого циклу і знаходиться в ЕКГ перед зубцями шлуночкового комплексу *QRS*, який відображає динаміку збудження міокарда передсердь. Даний зубець

симетричний, він має сплющений пік, і його амплітуда максимальна у відведенні II та становить 0,15fwa Z10 - 0,25 мВ тривалістю 0,10 с. Передня частина зубця показує деполяризацію міокарда правого передсердя та спадної частини лівого передсердя. Переважно зубець *P* додатний у більшості відведень і від'ємний у відведенні aVR, а також він може бути двофазним у відведеннях III та VI. Тому при серцевих аритміях часто спостерігається зміна звичного розташування хвилі-ЕКГ (перед комплексом *QRS*). оскільки Процеси реполяризації міокарда передсердь накладаються на зуби з більшою амплітудою комплексу *QRS*, тому їх не видно на ЕКГ[1].

Інтервал *PQ*, який вимірюється від початку хвилі *P* до початку хвилі *Q*, відображає час, який минув від початку збудження передсердь до початку збудження шлуночків. Це час, який необхідний для проведення збудження по провідній системі до міокарда шлуночків. Нормальна тривалість цього часу становить 0,12 - 0,2 с і включає час атріовентрикулярної затримки [2].

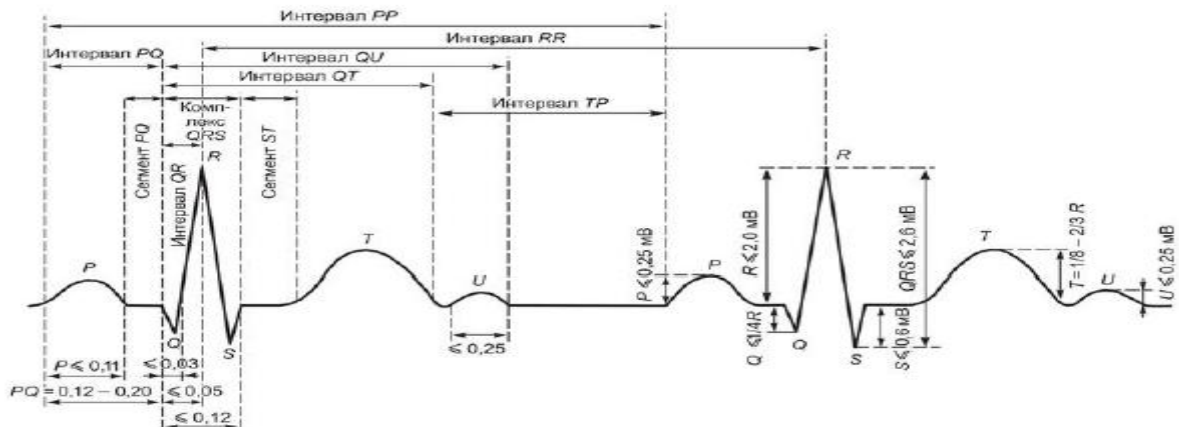


Рис. 2. Нормальні значення параметрів ЕКГ у II відведенні

Комплекс хвиль *QRS* відображає час (0,06 - 0,10 с), під час якого структури шлуночків міокарда беруть участь у процесі збудження послідовно. При цьому спочатку збуджуються сосочкові м'язи, а також зовнішня поверхня міжшлуночкової перегородки (це хвиля *Q*, яка триває до 0,03 с). Пізніше збуджується основна частина міокарда шлуночків (це зуб тривалістю 0,03 – 0,09 с). А вже потім основний міокард та зовнішня поверхня шлуночків (тривалість до 0,03 с) [3].

Амплітуда *R*-хвилі змінюється в різних відведеннях. Вона може досягати 2 мВ у відведеннях I, II, III та aVF; 1,1 мВ у aVL і до 2,62 мВ у лівих відведеннях грудної клітки. Окремі хвилі *Q* і *S* у деяких відведеннях можуть не з'являтися.

Сегмент *ST* реєструється після комплексу *QRS* і може вимірюватися від кінця хвилі *S* до початку хвилі *T*. Саме у той час в стані збудження може знаходитися весь міокард правого та лівого шлуночків. Тоді між ними практично зникає різниця потенціалів. Ось тому запис на ЕКГ стає горизонтальним та ізоелектричним (може допускатися відхилення не більше ніж на 1мм сегмента *ST* від ізоелектричної лінії) [4].

Зубець *T* характеризує процес реполяризації шлуночків (триває він 0,12 - 0,16 с). Амплітуда зубця *T* може змінюватися і не може перевищувати 1/2 амплітуди хвилі *R*. Інша хвиля *G* є позитивна в тих відведеннях, у яких хвиля *R* записана із певною амплітудою. У тих відведеннях, де хвиля *R* має низьку амплітуду або зовсім не виявлена, записується негативна хвиля *T* (відведення aVR і VI).

Хвиля *U* не представляє постійний елемент ЕКГ. Вона лише відображає сліди електричних процесів, які відбуваються в міокарді деяких людей. Діагностичне значення хвилі *U* є малоінформативним.

Таким чином, ЕКГ-аналіз базується на оцінці наявності зубів, їх послідовності, напряму, форми, їх амплітуди, вимірюванні тривалості всіх зубів та інтервалів, положення ізолінії та розрахунку інших показників. Кардіограф є підсилювачем біопотенціалів. Для того, щоб встановити на ньому стандартний коефіцієнт підсилення, вибирається рівень при подачі калібрувального сигналу 1 мВ на вході пристрою. Це призводить до відхилення запису від нульової лінії (ізоелектричної) на 10 мм [5]. Отже, за допомогою ЕКГ можна судити про місця виникнення збудження в області серця, швидкість проведення збудження, послідовність охоплення серця збудженням, а значить можна судити про збудливість і провідність серця. Однак представлення ЕКГ у часовому вимірі не завжди дає медичним працівникам в повній мірі визначати характеристики роботи серця, правильно назначати лікування, а також прогнозувати можливі захворювання. З огляду на це більш досконалим та перспективним є напрямок аналізу роботи серця, вихідні біосигнали якого будуть аналізуватися у часо-частотній, вейвлет області.

Дослідження кардіограм у часо-частотній області

Для аналізу, виявлення та вилучення різноманітних компонентів ЕКГ використовуються різні методи цифрової обробки сигналів. Серед них це техніка вейвлет-перетворення, яка дає багатогранні результати при аналізі часо-частотних характеристик компонентів ЕКГ. В електрокардіології класичним підходом є використання методів аналізу сигналів у часовій області. Вони мають різне застосування: вимірювання частоти серцевих скорочень, стандартне вимірювання ЕКГ, дисперсія реполяризації тощо [6]. Але вимірювання тривалості та амплітуди компонентів ЕКГ за методами аналізу в часовій області, інколи не є достатніми для опису особливостей сигналу ЕКГ. Так наприклад, за допомогою цих методів не може бути визначено пізній потенціал, який розташований в комплексі *QRS*. Однак, аналіз частоти серцевих скорочень часової області дає повну інформацію про *RR*-інтервали та парасимпатичні ефекти і їх поведінку. Тому, за допомогою вимірювань частоти серцевих скорочень у часовій області не можна оцінити симпатичне впорядкування. Таким чином, інформація про часову і частотну області разом забезпечують всебічні результати представлення сигналів [7-12].

Частотне подання сигналів може бути отримано з використанням найрізноманітніших методик. В електрокардіології дуже часто використовують швидке перетворення Фур'є (ШПФ), яке розкладає

тимчасовий сигнал на нескінченне число синусоїд. Така множина синусоїд потім представляється в частотній області, де використовуються амплітуди і фази кожної з цих функцій. Для цього потрібне точне значення частот ЕКГ-сигналу в часі. Тому використання вейвлет-перетворення для отримання частотно-часового подання сигналу в електрокардіології є цілком прийнятним. Вейвлет-перетворення базується на аналізі множини (вейвлет) функцій, які представляють можливість розкладання ЕКГ-сигналу на послідовність коефіцієнтів. В результаті перетворення отримані вейвлет-коефіцієнти відповідають ЕКГ-компонентів на певному часовому відрізку і смузі частот.

При реалізації швидких алгоритмів розкладання сигналу у вейвлет-базисі [13] довжину вибірки вибирають рівній 2. Бо перехід від одного рівня розкладу до іншого рівня, більш детального, супроводжується зменшенням вдвічі довжини вибірки. В результаті проріджування, кожен з рівнів буде характеризуватися діапазоном частот вдвічі меншим, ніж у сигналі до фільтрації. На виході кожного фільтра наявність таких послідовностей при зворотному перетворенні дозволяє відновити вихідний сигнал. Коефіцієнти розкладання у вейвлет базисі відображають амплітудні характеристики аналізованих процесів на різних рівнях розкладу. Для фільтрації завад невеликі за абсолютною величиною вейвлет-коефіцієнти відкидають перед проведенням зворотного перетворення. При цьому якість фільтрації істотно залежить від вибору виду порогової функції [13] і від базової материнської вейвлет функції. Відповідний вибір сприяє підвищенню ефективності фільтрування ЕКГ від завад. Необхідно відзначити, що зменшення абсолютних значень усіх вейвлет-коефіцієнтів (включаючи великі по модулю) може привести до зміни амплітуди і спотворення відновленого сигналу. З огляду на це вибирається вид і рівень порогоування. У переважній більшості використовуються методи «жорсткого» і «м'якого» порогоування.

Принцип «жорсткого» порогоування полягає у таких поняттях як відкидання або збереження інформації, який можна представити виразом:

$$d_{jk} = \begin{cases} 0, & d_{jk} < \lambda \\ d_{jk}, & d_{jk} > \lambda \end{cases}$$

де d_{jk} – вейвлет коефіцієнти; λ – рівень порогу.

Абсолютні значення вейвлет-коефіцієнтів порівнюються з порогом, який є фіксованим. Якщо значення коефіцієнту менше ніж рівень порогу, тоді коефіцієнт перетворюється в нуль.

При «м'якому» порогоуванні здійснюється стискання усіх вейвлет-коефіцієнтів в напрямку оригіналу. Тоді представлений вираз набуде вигляду:

$$d_{jk} = \text{sign}(d_{jk}) \cdot (|d_{jk}| - \lambda)_+$$

У випадку, коли є необхідність суттєвого скорочення коду, застосовують дане порогоування.

Застосування вейвлет-перетворення для оброблення електрокардіографічних сигналів.

Як вже зазначалося вище, (ЕКГ) є записом електричних потенціалів активності серця, які зняті з одного або декількох відведень, і складаються з періодичної послідовності кардіоциклу. Оскільки сигнали ЕКГ відносяться до нестационарних, неперіодичних сигналів, то їх найкраще аналізувати у вейвлет області. В цьому випадку отриманий кардіосигнал буде представлятися у вигляді сум окремих базових вейвлет-функцій.

Представлений сигнал у вейвлет області (рис. 3) надає широку інформацію про результати вимірювання, які отримані під час експерименту. Воно досягається завдяки фільтруванню вихідних даних про випадкові перешкоди, шуми, випромінювання та нелінійні спотворення у сигналі.

В переважній більшості для фільтрації ЕКГ сигналу від шумів, використовується базова функція «db4» з чотирма рівнями, а найкращим методом порогоування - жорстке порогоування. Для виділення важливих координат точок ЕКГ-сигналу (початок, пік і зміщення Т-зубця, QRS-комплексу

і Р-зубця) при неперервному вейвлет перетворенні, доцільне використання базових біртогональних вейвлет функцій «*bio1.5*» [14]. Такі базові функції добре описують форму зубців кардіосигналу.

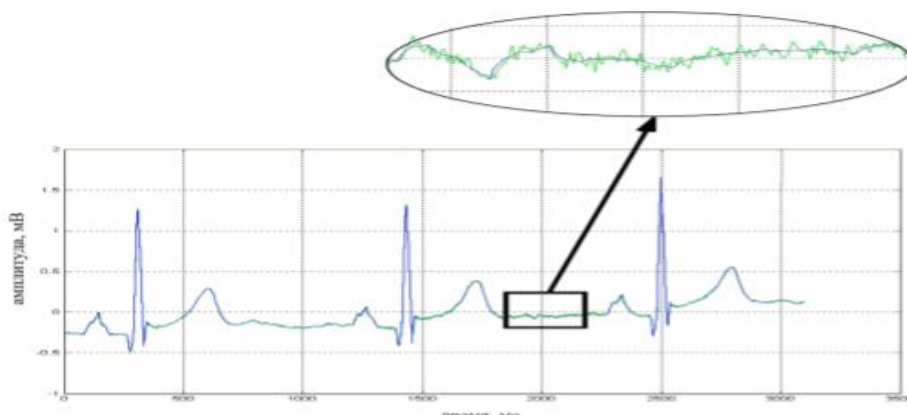


Рис. 3. Результат обробки ЕКГ-сигналу.

Процедура виявлення важливих координат точок кардіосигналу полягає у наступному і складається з декількох етапів [14]:

1. Виділення QRS-комплексів:

- використання ВП з масштабним коефіцієнтом $a = 15$;
- підрахунок порогових значень

$$t_1 = 0.5 \max(\{C_{(i)}\}) \quad \text{та} \quad t_2 = 0.5 \min(\{C_{(i)}\}),$$

де $C_{(i)}$ - вейвлет-коефіцієнти, $i = 1 \dots N$.

- знаходження пари коефіцієнтів, які перетинають нуль;
- вибір двох послідовних пар таким чином, щоб між ними знаходився коефіцієнт вейвлет-перетворення, який перевищує за модулем значення порогу t_1 і t_2 . Відповідно, перший вейвлет-коефіцієнт – це початок QRS-комплексу, другий – пік комплексу, а третій – його зміщення.

2. «Видалення» QRS-комплексів:

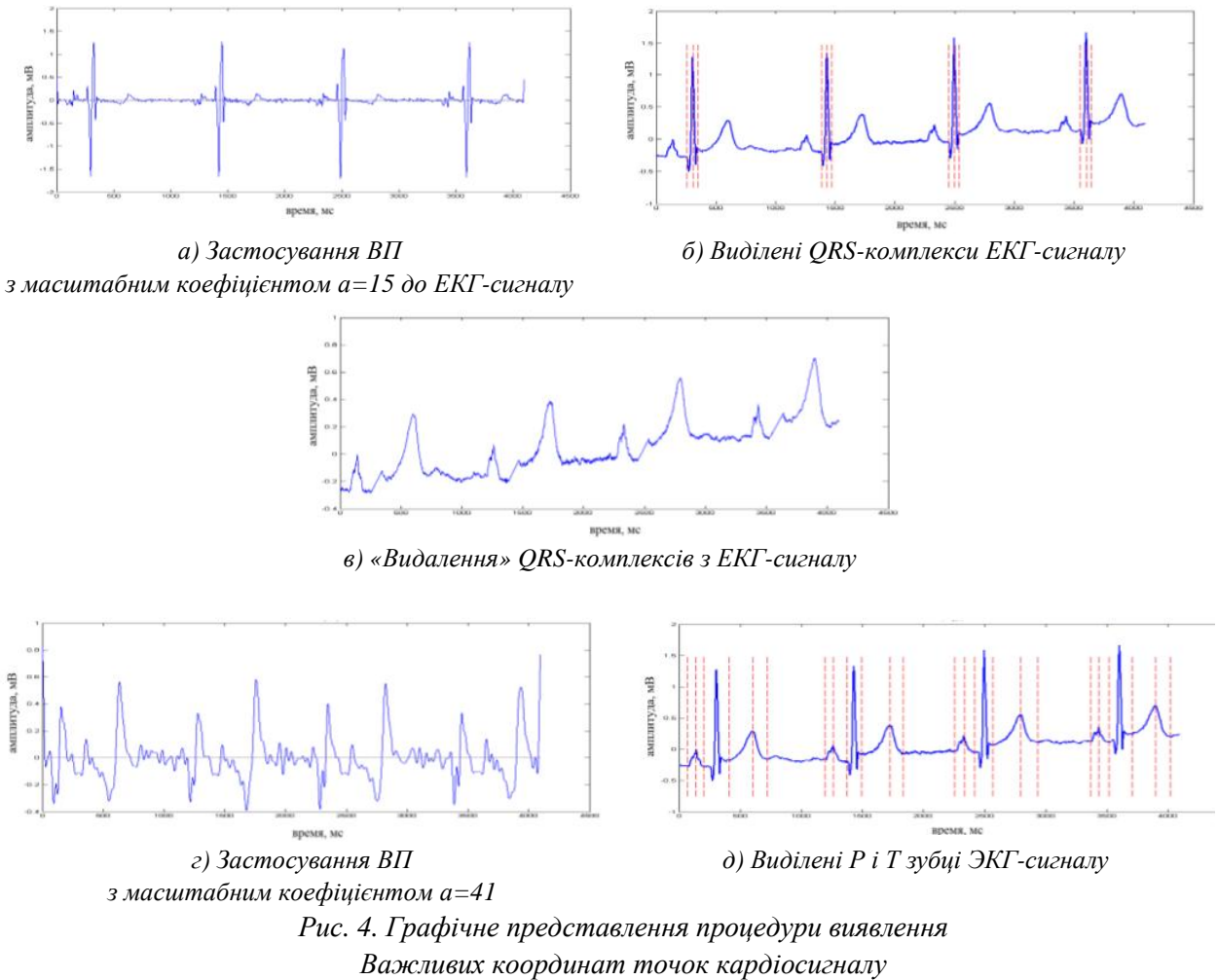
- виконання лінійної апроксимації ділянок сигналу між точками, які позначатимуться як початок і зміщення QRS-комплексів.

3. Виділення P і T зубців:

- використання вейвлет-перетворення з масштабним коефіцієнтом $a = 41$;
- підрахунок порогових значень t_1 і t_2 ;
- знаходження пари вейвлет-коефіцієнтів, які лежать по обидві сторони від нуля;
- вибір двох послідовних пар вейвлет-коефіцієнтів, щоб між кожною з цих пар знаходився вейвлет-коефіцієнт, що перевищує за модулем значення порогу t_1 і t_2 . В цьому випадку перший вейвлет-коефіцієнт – це початок P-зубця, другий – пік зубця, а третій – його зміщення;
- вибір наступних двох послідовних пар вейвлет-коефіцієнтів відбуватиметься аналогічним чином, як і в двох попередніх. В даному випадку, вейвлет-коефіцієнт це початок T-зубця, другий – пік зубця, а третій – його зміщення.

Графічне представлення вейвлет-перетворення ЕКГ сигналів згідно даної процедури, яка допомагає виявити важливі координати точок кардіосигналу, представлені на рис. 4 [14].

В процесі експериментального дослідження для виявлення важливих координат точок електрокардіосигналів (початок, пік і зміщення P-зубця, QRS-комплексу і T-зубця), використовувалася велика кількість кардіограм з різними захворюваннями серця. Точність виявлення P-QRS-T комплексів в ЕКГ-сигналах здорових пацієнтів та з різними патологіями знаходилася в межах 92-98 % [14].



Таким чином, використання вейвлет-перетворення для оброблення ЕКГ – сигналів є ефективним і доцільним. Виявлення місцевих особливостей або виділення окремих зон у сигналі є дуже важливими на етапі аналізу. Така інформація може служити як додаткове джерело для отримання подальших досліджень та встановлення уточнених діагнозів.

Моделювання лінійних систем на основі малохвильової теорії.

Розглянемо ЕКГ як лінійну часозмінну модель системи, яка широко використовується у вейвлет теорії. Необхідно відзначити, що задачі представлення широкосмугових нестационарних сигналів досить змістовно відрізняються від задач представлення просторово-часозмінних (ПЧЗ) систем. Нестационарні широкосмугові сигнали є багатооктавними сигналами, які ефективно моделюються вейвлет-перетвореннями на грубій масштабній решітці відносно конкретної базової вейвлет-функції. Моделі представлення просторово-часозмінних систем вимагають кращої роздільної здатності масштабної решітки. Вони є незалежними від базової вейвлет-функції. Модель нової системи містить нову операцію, яка пов'язана з вейвлет-функцією і не представляє собою стандартну згортку. При моделюванні систем необхідно наявність оператора і функція параметризування системи. Оператор є фіксованим для кожної окремої системи, а параметризування системи змінюється (тобто імпульсний відгук для лінійних в часі інваріантних систем). Параметризація систем звичайно вимагається також для представлення розподілу енергії в системі. Така модель має двовимірну параметризацію, широкосмугову характеристику системи. Вона представляє розподіл енергії системи через масштаб і зміщення.

Вейвлет-теорія використовується для виведення нової моделі з метою охарактеризування лінійних, просторових та часових змін каналів або систем. Ось така нова модель ПЧЗ системи включає лінійну, інваріантну в часі модель системи, а також модель часозмінного імпульсного відгуку, як один з особливих випадків. Вейвлет-теорія, яка забезпечує кращі представлення деяких типів сигналів, може також забезпечувати кращу, стійкішу і ефективнішу характеристику деяких систем з більшим коефіцієнтом роздільної здатності і передачі.

Лінійна модель інваріантної в часі системи виробляє вихідний сигнал із зваженої суми затриманих версій вхідного сигналу. Модель ПЧЗ вейвлет системи виробляє вихідний сигнал, що дорівнює зваженій сумі затриманих і масштабованих версій вхідного сигналу. Часове масштабування дозволяє моделі відстежувати зміни в системі. Для деяких моделей часозмінних систем, таких, як часозмінний імпульсний відгук, оцінка моделі виконується протягом певного часу (часового інтервалу), в якому система допускається інваріантною в часі (незмінною). Такі моделі включають час і тільки один додатковий параметр (параметр затримки або частоти), так що, коли здійснюється оцінка протягом часового інтервалу, то оцінюється лише одновимірною функцією (через затримку або частоту). Натомість ПЧЗ модель включає два додаткові параметри (масштаб і затримка) і час. Тому, за допомогою ПЧЗ моделі оцінка включає використання часозмінної моделі в кожний момент часу і врахування зміни часу системи упродовж інтервалу оцінки. Якщо належним чином відстежувати зміни в системі, то можна досягнути довших інтервалів оброблення оцінки систем в пристроях. А це, в свою чергу, призводить до підвищення коефіцієнта передачі, збільшення енергії, підвищення стійкості моделювання та кращої роздільної здатності.

Аналіз широкосмугових, ПЧЗ сигналів і систем необхідно проводити при вирішенні багатьох практичних задач, зокрема і для оцінки ЕКГ. Згадана вейвлет теоретична модель системи може використовуватися для моделювання процесів поглинання, відбивання, заломлення, випромінювання або обмеження. Така нова модель системи повинна забезпечити при оцінці ЕКГ краще наближення характеристик процесу, розширити можливості діагностики, а також покращити прогнозувати можливість захворювання.

Оскільки часозмінні системи змінюються в часі, то моделі таких систем також мусять бути часозалежними. В існуючих моделях систем спостереження за системою здійснюється протягом короткого інтервалу часу [13]. При цьому висувається вимога, що система має бути незмінна на інтервалі спостереження. Тобто система розглядається як часоінваріантна в межах даного інтервалу. Тривалість дійсного оброблення, $T_{об}$, для вузькосмугової моделі системи (система інваріантна в часі упродовж тривалості переданого сигналу), визначається співвідношенням [13]:

$$T_{об-ВС} < \frac{V_{\phi}}{2 \cdot L \cdot V}$$

Межа дійсного інтервалу оброблення залежить і від можливості зміни сигналу, тобто ширини смуги, L , і від можливості зміни системи, тобто швидкості відбивача – V .

Пропонована широкосмугова модель нової системи враховує певні зміни. Ці зміни відбуваються протягом інтервалу спостереження. Дають можливість змоделювати зміни на короткому інтервалі її оцінки. Що система є інваріантною в часі протягом будь-якого інтервалу, в такій моделі таке припущення відсутнє.

Ефективність моделі суттєво зменшується, коли система змінюється в часі, а модель її системи інваріантна в часі. Тоді така система упродовж інтервалу спостереження, зондування або оброблення є різною. В даному випадку інтервал спостереження є часовим вікном порівняно короткої тривалості, в межах якого моделюється або оцінюється система. Модель системи стає недійсною в межах інтервалу, тоді суттєво погіршуються коефіцієнт передачі, її роздільна здатність, а також шумові властивості. Роздільна здатність і коефіцієнт передачі оцінки системи диктують тривалість дійсного інтервалу оброблення, упродовж якого модель системи може найбільш точно охарактеризувати систему. Така тривалість дійсного інтервалу оброблення буде залежною від вибору моделі, що буде характеризувати систему.

Нова ширококуткова модель враховує зміни в системі і розширяє тривалість дійсної обробки [15]. Використовуючи нову ПЧЗ модель тривалість обробки обмежується шириною смуги та прискоренням. Тобто швидкості в системі можуть бути модульовані в межах будь-якого інтервалу і визначаються виразом:

$$T_{об-ШС} < \sqrt{\frac{V_{\phi}}{2 \cdot L \cdot A}}$$

де V – відносна швидкість між будь-якими елементами в системі; A – прискорення між будь-якими елементами в системі.

Підсумовуючи, можна зробити висновок, що моделювання ширококуткової моделі не обмежується швидкостями, а тривалість його обробки обмежується лише прискореннями. Розглянута ширококуткова модель “відображає” систему лише в один специфічний момент часу, який називається миттєвим станом. Проте довгий інтервал часу обробки використовується для оцінки “відображення” моделі в цей момент часу. Вища завадостійкість, більший рівень сигналу або енергії, краща роздільна здатність і т.д. є перевагою тривалішого інтервалу обробки. Будь-яка нестационарна або змінна в часі модель має бути прив’язана до деякого початку відліку часу.

Оскільки ширококуткова модель сигналу відповідає його вейвлет перетворенню, то для його характеристики доцільно використовувати його пряму форму:

$$\begin{aligned} W_h f(m, n) &= \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \sum_{k=-\infty}^{\infty} f(k) h\left(\frac{k - n b_0 a_0^m}{a_0^m}\right) = \\ &= a_0^{-\frac{m}{2}} \sum_{k=-\infty}^{\infty} f(k) h(a_0^{-m} k - n b_0) = \langle f, h_{m,n} \rangle = \langle f, U(a_0^m, n b_0, a_0^m) h \rangle, \end{aligned}$$

де m і n кількості кроків дискретизації масштабу і зміщення відповідно.

Масштаб a і зміщення b відповідно будуть представлені як $a = a_0^m, b = n b_0 a_0^m$,

де a_0 і b_0 є відповідно розмірами кроків дискретного масштабування і зміщення.

Найбільш поширеною формою такого перетворення є дискретне малохвильове перетворення (ДМП), при якому обчислюються малохвильові і масштабні коефіцієнти

$$\begin{aligned} ДМП \{x[n]; 2^j, k 2^j\} &= c_{j,k} = \sum_n x[n] h_j^*[n - 2^j k] \\ b_{j,k} &= \sum_n x[n] g_j^*[n - 2^j k] \end{aligned}$$

де $x[n]$ - вибірки вхідного сигналу; $h_j^*[n - 2^j k]$ - аналізуюча дискретна малохвильова функція; $g_j^*[n - 2^j k]$ - аналізуюча масштабна функція.

В теорії перетворення і обробки сигналів наведена концепція розкладу належить до високоякісного, точного і швидкодіючого кодування сигналів. З огляду на це, таке ДМП може широко використовуватися для перетворення цифрових еквівалентів вхідних ЕКГ сигналів.

Оскільки застосування малохвильового вейвлет аналізу в електрокардіографії представляє порівняно новий напрям, то багато методологічних аспектів (вибір материнського вейвлета, масштабу, обробки) вейвлет-техніки вимагають подальших досліджень з метою покращення клінічної ефективності. В електрокардіології діагностична і прогнозуюча важливість цієї методики вимагає досить великих клінічних досліджень.

Використання вейвлет перетворення в електрокардіографії

В процесі вейвлет перетворення дискретного вхідного ехо-сигналу відбувається його розклад на окремі рівні з відповідними складовими. На кожному рівні розкладу вейвлет коефіцієнти

представляють деталі, що виникають при переході з одного масштабу в інший. Регресивний аналіз графіків варіації вейвлет-коефіцієнтів вказує на те, що нахил графіків цих сигналів є різноманітним у здорових людей і в людей із багатьма відхиленнями [16]. Подібні дослідження показують, що форма сигналів діастолічного серцевого тону в нормі, коли вона є більш гладкою, аніж у хворих, коли вона є нерівномірною. Наявність деяких високочастотних компонент діастолічного серцевого тону асоціюється з наявністю коронарної хвороби серця.

З медичної практики відомо, що значне число передчасних шлункових скорочень вказує на серцеву ішемію і приводить до шлункової фібриляції, викликаючи у деяких випадках гострий серцевий приступ. Для виявлення таких серцевих відхилень і очищення сигналів ЕКГ від шумів використовуються їх вейвлет перетворення та оброблення. Аналіз показує, що аномальні скорочення в переважній більшості розташовуються на великих низькочастотних масштабах розкладу, а нормальні - на більш високо частотних масштабах. Кожен пацієнт характеризується одним числом (дисперсією) на кожному масштабі. Ви-являється,

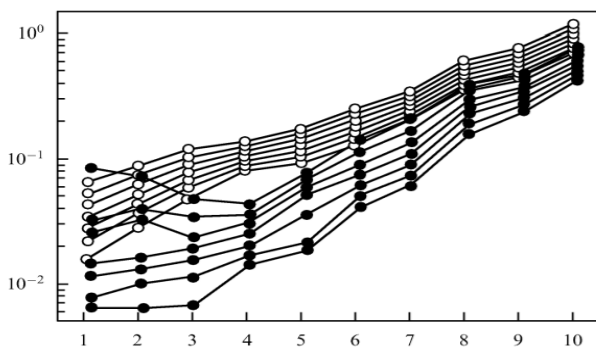


Рис. 5. Множини значень дисперсії вейвлет-коефіцієнтів для інтервалів серцебиття здорових (світлі кружечки) і хворих (чорні кружечки) пацієнтів.

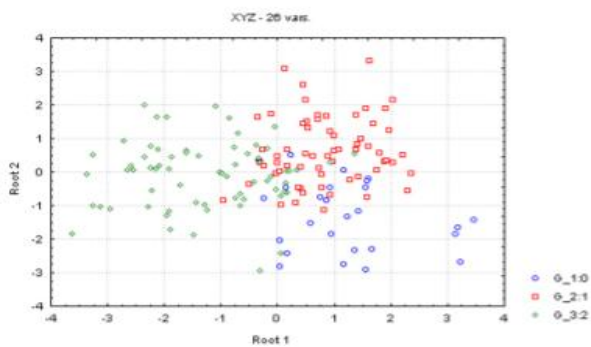


Рис. 6. Дискримінантний аналіз за трьома групами пацієнтів:

- $G_{1:0}$ – здорові люди (до 30 років);
- $G_{2:1}$ – здорові люди (після 30 років);
- $G_{3:2}$ – люди хворі ішемічною хворобою серця.

В роботі [13] наведені результати дослідження виявлення передньоперегородкового та задньодіафрагмального інфарктів міокарда на основі аналізу ЕКГ з використання оцінки середньоквадратичних відхилень апроксимуючих вейвлет-коефіцієнтів на різних масштабах (рис. 7).

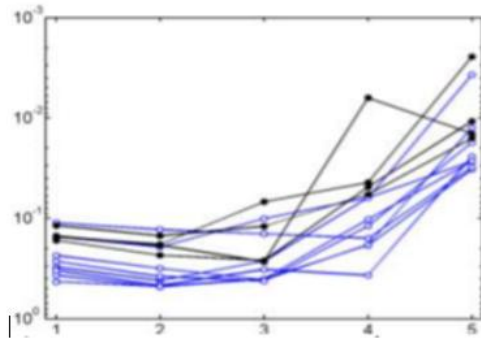
Експериментально встановлено, що для випадку виявлення задньодіафрагмального ІМ потенційно можливо ще більше розширити діапазони значень характерних величин, які описують захворювання (рис.7, (а)), що характеризується СКВ апроксимуючих вейвлет-коефіцієнтів. Це досягається оцінкою співвідношення СКВ сигналу, відтвореного за вейвлет-коефіцієнтом, що

що множини цих чисел для здорових і хворих пацієнтів не перекриваються на масштабі $j = 4$, тобто вони відрізняються (рис. 5). Така специфічна особливість є клінічно важливою характеристикою. На відміну від статистичних особливостей в часовій області, де відповідні множини частково перекриваються.

З теорії обробки сигналів відомо, що вейвлет перетворення дозволяє забезпечити високу роздільну здатність сигналів. Саме така властивість дозволяє виділяти на ЕКГ ознаки початкової стадії ішемічної хвороби серця. Більше того на даний час вже розроблені за даним підходом методи і конкретні механізми автоматичного виділення на електрокардіограмах високої роздільної здатності ознак ішемічної хвороби серця на початковій стадії, які дозволяють провести ранню діагностику даного захворювання, знайти вікові ознаки на ЕКГ високої роздільної здатності [18].

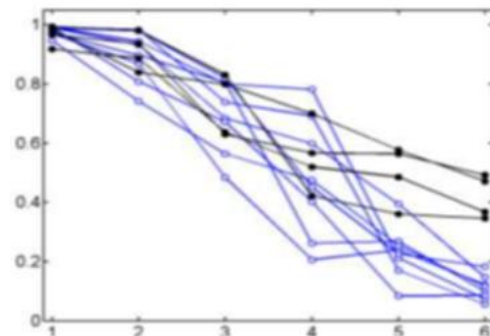
На рис. 6 наведено результати аналізу розміщення інформативних точок вейвлет зображення фрагментів електрокардіографічного сигналу, що містять *QRS* комплекс для трьох груп пацієнтів [14]. Таке застосування вейвлет перетворення дозволяє виявити на ЕКГ високої роздільної здатності відмінні часочастотні особливості ішемічної хвороби серця з її початковими клінічними проявами.

апроксимується, до СКВ початкового електрокардіографічного сигналу (рис.7, (б)). Для кожного з типів інфарктів міокарда є свої діагностичні відведення. За отриманими результатами можна створити й інші аналогічні методики виявлення інших типів інфарктів міокарда. Однак, методика потребує перевірки на більшій множині реалізацій ЕКГ.



а) Середньоквадратичні відхилення апроксимуючих вейвлет-коефіцієнтів;

вони не перекриваються
при $j = 4$ (а) і $j = 6$ (б).



б) Співвідношення СКВ сигналу, реконструйованого по апроксимуючих вейвлет-коефіцієнтах, до СКВ початкового електрокардіографічного сигналу для хворих з передньоперегородковим інфарктом міокарда (чорні кружечки) і здорових та хворих на інші типи інфаркту міокарда (світлі кружечки) пацієнтів.

Рис. 7. Множини значень характерних величин.

На основі отриманих результатів досліджень можна стверджувати, що такий підхід дозволяє розробляти та створювати методики виявлення і діагностування різних типів інфарктів міокарда.

Висновки

На даний час вейвлет-перетворення є найбільш ефективним апаратом для аналізу неперіодичних, нестационарних, широкосмугових сигналів. Існує ряд суттєвих переваг у порівнянні з іншими перетвореннями, такими як перетворення Хартлі, перетворення Фур'є, синусно-косинусні перетворення та ін. До них можна віднести представлення сигналів у двовимірному часо-частотному просторі. Також можливість подання в більш компактному вигляді багатьох класів функцій. Наприклад, неперіодичних переривчастих функцій, можливість одночасного проведення аналізу низькочастотних функцій, високочастотних функцій з гострими вершинами, відносна простота технічної реалізації та висока швидкодія перетворення.

Вейвлет-коефіцієнти розкладу мають енергетичний зміст, тому першочергово воно використовується для вимірювання параметрів сигналів та якісного фільтрування. В такому випадку непотрібно мати апріорну інформацію про рівень і тип шумів і завад.

Усі перелічені переваги вейвлет перетворення дають змогу стверджувати, що з допомогою даного перетворення можна і необхідно аналізувати ЕКГ сигнали, сигнали енцефалограм та інші інформативні сигнали, які знімаються з різних частин тіла людини. Важливою особливістю є те, що між вейвлет перетвореними сигналами можна встановити зв'язок за допомогою оцінки взаємних функціональних коефіцієнтів. Така особливість є дуже цінною для аналізу і діагностики різних серцевих захворювань, а також інших частин тіла людини.

Список літератури

1. M. Akay. *Wavelet Applications in Medicine // IEEE Spectrum*. –1997. -Vol. 34, No. 5. -P. 50- 56.
2. Оппенгейм А., Шаффер Р. *Цифровая обработка сигналов. Издание 2-е, исправленное: Пер. с англ.* - М.: «Техносфера», 2009. - 856 с.
3. Синельников Р. Д. *Атлас анатомии человека.* — М. Медицина, 1979. — Т. 2.

4. Ishikawa Y., Mochimaru F. *Wavelet Theory-Based Analysis of High-Frequency, High-Resolution Electrocardiograms: A New Concept for Clinical Uses* // *Progress in biomedical Research*. 2002. Vol. 7. - № 3. - P. 179-184.
5. Мурашко В. В., Струтинский А. В., *Электрокардиография: Учебное пособие*. – 4-е изд. – М.: МЕДпресс, 2000. – 312 с.
6. Brawnwald L. D. *Heart disease*. — 1992. — С. 122.
7. F. Yang, W. Liao. *Modeling and Decomposition of HRV Signals with Wavelet Transforms* // *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. –1997. - Vol. 16, No. 4. - P. 17-22.
8. Блинов П. А. *Метод выделения аддитивной помехи на основе децимации частоты дискретизации* // *Материалы IV Международной научной конференции молодых ученых-медиков. 25-26 февраля 2010 года. Том I.* / Под ред. В.А. Лазаренко - Курск: ГОУ ВПО КГМУ Росздрава, 2010. - С. 127-128.
9. Спасский К. В. *Роль потенціалу плину у формуванні хвиль кінцевої частини шлуночкового комплексу ЄКГ*. — Минск: Вісник університету „Україна”, 2007.
10. Дубровин В.И. *Исследование изменений энтропии и энергии на этапах декомпозиции сигнала* / Дубровин В.И., Твердохлеб Ю.В. // *Радиоэлектроника, информатика, управление*. – 2013. – №2 (29). – С. 54-58.
11. Клионский Д. М. *Алгоритм оценивания параметров состояния динамических объектов в частотной области на основе вейвлетов* / Д. М. Клионский // *Известия высших учебных заведений России. Радиоэлектроника*. 2013. - № 1. -С. 22-31.
12. И.М. Дремин, О.В. Иванов, В.А. Нечитайло, *Вейвлеты и их использование* // *Успехи физических наук*. – 2001. – Т.171, № 5. -С. 465-501.
13. *Теорія і практика обробки сигналів у малохвильовій (wavelet) області. Наконечний А.Й., Лагун І.І., Наконечний Р.А.* 2020.
14. *Застосування вейвлет-перетворення для обробки медичних сигналів та зображень* Майстренко В.М., Литвин В.С., Голубенко Л.П., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна.
15. Орешко, Н. И. *Применение гармонических вейвлетов в задачах обработки осциллирующих сигналов* / Н. И. Орешко, В. В. Геппенер, Д. М. Клионский // *Цифровая обработка сигналов*, 2012. - № 2. - С. 6-15.
16. Хэмpton Дж. *Атлас ЭКГ: 150 клинических ситуаций*. – М.: Медицинская литература, 2007. – 320 с.
17. *Прилади і системи біомедичних технологій 146* Вісник НТУУ “КПІ”. Серія ПРИЛАДОБУДУВАННЯ. – 2005. – Вип. 29.
18. С.Г. Подклетнов, *Применение системы MATLAB для оценки диагностической эффективности вейвлет-преобразования ЕКГ высокого разрешения у больных ИБС [Электронный ресурс]* // *Режим доступа до ресурсу: <http://matlab.ru/conf2002/thesis.asp#2>*.

References

1. M. Akay. *Wavelet Applications in Medicine* // *IEEE Spectrum*. –1997 -Vol. 34, no. 5. -R. 50- 56.
2. Oppengejm A., SHaffer R. *Cifrovaya obrabotka signalov. Izdanie 2-e, ispravlennoe: Per. s angl.* - М.: «Tehnosfera», 2009. - 856 s.
3. Sinelnikov R. D. *Atlas anatomii cheloveka*. — М. Medicina, 1979. — Т. 2.
4. Ishikawa Y., Mochimaru F. *Wavelet Theory-Based Analysis of High-Frequency, High-Resolution Electrocardiograms: A New Concept for Clinical Uses* // *Progress in biomedical Research*. 2002. Vol. 7. - № 3. - P. 179-184.
5. Murashko V. V., Strutinskij A. V., *Jelektrokardiografiya: Uchebnoe posobie*. – 4-е изд. – М.: MEDpress, 2000. – 312 s.
6. Brawnwald L. D. *Heart disease*. - 1992. - P. 122.
7. F. Yang, W. Liao. *Modeling and Decomposition of HRV Signals with Wavelet Transforms* // *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. –1997. - Vol. 16, no. 4. - P. 17-22.
8. Blinov P. A. *Metod vydeleniya additivnoj pomехи na osnove decimacii chastoty diskretizacii* // *Materialy IV Mezhdunarodnoj nauchnoj konferencii molodyh uchenyh-medikov. 25-26 fevralya 2010 goda. Tom I.* / Pod red. V.A. Lazarenko - Kursk: GOU VPO KGMU Roszdrava, 2010. - S. 127-128.
9. Spasskij K. V. *Rol potencialu plinu u formuvanni hvil kincevoyi chastini shlunochkovogo kompleksu YeKG*. — Minsk: Visnik universitetu „Ukrayina”, 2007.

10. Dubrovin V.I. Issledovanie izmenenij jentropii i jenergii na jetapah dekompozicii signala / Dubrovin V.I., Tverdohleb YU.V. // Radioelektronika, informatika, upravlenie. – 2013. – №2 (29). – S. 54-58.
11. Klionskij D. M. Algoritm ocenivaniya parametrov sostoyaniya dinamicheskikh obektov v chastotnoj oblasti na osnove vejvletov / D. M. Klionskij // Izvestiya vysshih uchebnyh zavedenij Rossii. Radioelektronika. 2013. - № 1. -S. 22-31.
12. I.M. Dremmin, O.V. Ivanov, V.A. Nechitajlo, Vejvlety i ih ispolzovanie // Uspehi fizicheskikh nauk. – 2001. – T.171, № 5. -S. 465-501.
13. Teoriia i praktyka obrobky syhnaliv u malokhvylovii (wavelet) oblasti. Nakonechnyi A.I., Lahun I.I., Nakonechnyi R.A. 2020.
14. Zastosuvannia veivlet-peretvorennia dlia obrobky medychnykh syhnaliv ta zobrazhen Maistrenko V.M., Lytvyn V.S., Holubenko L.P., Natsionalnyi tekhnichnyi universytet Ukrainy “Kyivskiy politekhnichnyi instytut”, m. Kyiv, Ukraina.
15. Oreshko, N. I. Primenenie garmonicheskikh vejvletov v zadachah obrabotki oscilliruyushhih signalov / N. I. Oreshko, V. V. Geppener, D. M. Klionskij // Cifrovaya obrabotka signalov, 2012. - № 2. - S. 6-15.
16. Hjemp-ton Dz.h. Atlas JeKG: 150 klinicheskikh situacij. – M.: Medicinskaya literatura, 2007. – 320 s.
17. Prylady i systemy biomedychnykh tekhnolohii 146 Visnyk NTUU “KPI”. Seriya PRYLADOBUDUVANNIa. – 2005. – Vyp. 29.
18. S.G. Podkletnov, Primenenie sistemy MATLAB dlya ocenki diagnosticheskoy jeffektivnosti vejvlet-preobrazovaniya EKG vysokogo razresheniya u bolnyh IBS [Elektronnij resurs] // Rezhim dostupu do resursu: <http://matlab.ru/conf2002/thesis.asp#2>.