

В. О. Устименко; К. А. Клочко, к. т. н.; А. В. Бідун

ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ ФІЛЬТРАЦІЇ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ЗА ДОПОМОГОЮ ФІЛЬТРІВ ВІНЕРА ТА ЧЕБИШЕВА

У статті досліджено причини виникнення шумів у електрокардіограмах та недоліки фільтрів верхніх та нижніх частот на прикладі портативного електрокардіографа. Запропоновано використання в електрокардіографі фільтрів Вінера та Чебишева. Показано, що якість фільтрації електрокардіосигналу за допомогою фільтрів Чебишева та Вінера порівняно з фільтрами верхніх і нижніх частот підвищилась приблизно вдвічі.

Ключові слова: кардіосигнал, обробка сигналу, шум, фільтрація.

Вступ

Незважаючи на бурхливий розвиток медицини протягом останніх двох століть, хвороби серця залишаються найчастішою причиною смерті у світі. В Україні ішемічна хвороба серця посідає провідні позиції в структурі причин смертності від захворювань, тому важливим є своєчасне виявлення проявів виникнення цього захворювання на ранніх етапах і контроль протікання в процесі лікування хворого [1].

На важливість діагностики серцево-судинної системи людини за електрокардіосигналом (ЕКС) протягом тривалого часу вказували такі дослідники, як Макаров Л. М., Недоступ О. В., Дабровські А., Dickinson P., Scott O. та інші [2].

Актуальною для сучасної діагностики донині залишається проблема отримання повної інформації під час реєстрації біоелектричних потенціалів. Виділення сигналу із зашумленої кардіограми та підвищення точності й достовірності реєстрації параметрів ЕКС набувають усе більшого значення у сфері дистанційного консультування пацієнта та встановлення діагнозу в режимі on-line. Розпізнавання інформативних ділянок, конфігурації та тимчасове положення ЕКС несе діагностичну інформацію і може бути виконано з використанням сучасних методів цифрової обробки сигналів [3].

Аналіз літературних даних та постановка проблеми

Найскладнішим питанням є недостатня достовірність і точність реєстрації параметрів електрокардіограми сигналів для подальшої обробки, зокрема інформативних низькоамплітудних складників електрокардіограми (ЕКГ), а також недоліки сучасних методів обробки ЕКГ ВР.

Більшість медичних сигналів має складні частотно-часові характеристики. Як правило, такі сигнали складаються з близьких за часом коротривалих високочастотних компонент і довготривалих, близьких за частотою низькочастотних компонент. Для аналізу таких сигналів потрібен метод, здатний забезпечити достатнє розрішення за частотою та часом. Перше потрібно для локалізації низькочастотних складників, друге – для виокремлення компонент високої частоти.

На сигнали ЕКГ можуть накладатися різного роду шуми й перешкоди. Основні джерела шумів і перешкод це:

- вплив мережевих перешкод із частотою 50 Гц (чи 60 Гц) і гармонік мережевої напруги;
- вплив змін параметрів контакту електроду зі шкірою, що призводить до дрейфу постійних складників;
- м'язові скорочення: на сигнал ЕКГ накладаються сигнали типу міограми;
- дихальні рухи призводять до зміщення постійного складника;

- електромагнітні наведення від інших електронних пристроїв, коли дроти електродів ЕКГ виконують роль антен;

- високочастотні шуми від інших електронних пристроїв.

На сьогодні у функціональній діагностиці все ширше застосовують різноманітні методи обробки електроміографії сигналів: лінійний і нелінійний аналіз, методи частотно-часового перетворення, спектральні методи та ін. Первинне значення на стадії діагностики в кардіології має фільтрація сигналів ритмів серця. Для постановки правильного діагнозу лікареві необхідно отримувати дані від кардіографа, пов'язані тільки з активністю серцевих ритмів. Після реєстрації і дискретизації сигналу ЕКГ наступним етапом його обробки зазвичай є цифрова фільтрація. Це необхідно для підвищення якості запису і пригнічення різних шумів, пов'язаних переважно з м'язовим тремором, зміщенням електродів і електричними перешкодами [4].

Цифрові фільтри, які використовують в електрокардіографії, розділяють на три основні групи: нерекурсивні фільтри з кінцевою імпульсною характеристикою (КІХ), рекурсивні фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою (НІХ), адаптивні фільтри, а також частотні фільтри, що виконують фільтрацію сигналу в певній області частот із використанням локального перетворення Фур'є.

Мета та завдання дослідження

Метою дослідження є підвищення точності й достовірності реєстрації параметрів ЕКС, збільшення якості обробки сигналів та покращення якості фільтрації сигналів.

Для досягнення поставленої мети потрібно розв'язати такі завдання:

- аналіз сучасних електрокардіографів та систем обробки біосигналів;
- розробка загальної структурної схеми системи обробки ЕКС;
- моделювання біосигналів електрокардіографа в системі Matlab;
- дослідження шкідливих впливів на ЕКС та моделювання шуму;
- розробка методу фільтрації ЕКС за допомогою фільтрів Вінера та Чебишева.

Наукова новизна одержаних результатів:

- удосконалена методика обробки сигналів ЕКГ за допомогою фільтрів Чебишева та Вінера;
- удосконалення портативних систем ЕКГ шляхом додавання фільтрів Вінера та Чебишева з метою більш точної обробки ЕКГ та матеріальної економії.

Фільтрація сигналів

Методи фільтрації ґрунтуються на використанні різниці властивостей корисного сигналу і шумової компоненти (завади). Для різноманітних видів біосигналів використовують цілу низку алгоритмів і методів [5]. Усі алгоритми адаптують під спосіб отримання сигналу та його властивості.

Найпоширеніші підходи обробки сигналів:

- синхронне усереднення чи усереднення за ансамблем для багатьох реалізацій;
- фільтрація за методом змінного середнього;
- фільтрація в частотній області;
- оптимальна фільтрація (фільтрація за Вінером);
- адаптивна фільтрація;
- вейвлет-перетворення.

Терміном «цифровий фільтр» називають апаратну або програмну реалізацію математичного алгоритму, входом якого є цифровий сигнал, а виходом – інший цифровий сигнал, форма, амплітудна та фазова характеристики якого спеціальним чином модифіковані.

На відміну від цифрового, аналоговий фільтр використовує аналоговий сигнал, його властивості недискретні, а передатна функція відповідно залежить від внутрішніх властивостей його складників. Основною перевагою цифрових фільтрів над аналоговими є можливість реалізації складних алгоритмів обробки сигналів, котрі не можуть бути створені за допомогою аналогової техніки, наприклад, адаптивних алгоритмів, які змінюються за зміни параметрів сигналу входу.

Точність обробки сигналу цифровими фільтрами визначають точністю виконуваних розрахунків. Вона може бути вище за точність обробки сигналу в аналогових фільтрах.

Отже, перевагами цифрових фільтрів над аналоговими є:

- висока точність (точність аналогових фільтрів обмежена допусками на елементи);
- передатна функція не залежить від дрейфу характеристик елементів;
- гнучкість налаштування, легкість зміни;
- компактність.

Недоліками цифрових фільтрів порівняно з аналоговими є:

- складність роботи з високочастотними сигналами. Смуга частот обмежена частотою Найквіста, яка дорівнює половині частоти дискретизації сигналу. Тому для високочастотних сигналів застосовують аналогові фільтри, або, якщо на високих частотах немає корисного сигналу, спочатку придушують високочастотні складники за допомогою аналогового фільтру, потім обробляють сигнал цифровим фільтром;
- складність роботи в реальному часі: обчислення мають бути завершені протягом періоду дискретизації.

Для більшої точності та високої швидкості обробки сигналів потрібен не тільки потужний процесор, але й додаткове високовартісне апаратне забезпечення у вигляді високоточних і швидких цифро-аналогового та аналого-цифрового перетворювачів.

Додавання фільтрів Вінера та Чебишева у портативний електрокардіограф. Моделювання ЕКГ сигналу

У медичній практиці для діагностичних цілей та контролю функціонального стану пацієнтів широко використовують апаратуру, яка реєструє біомедичні сигнали та визначає їх параметри в нормі та за фізіологічних або патологічних відхилень від норми. Найчастіше для реєстрації біомедичних сигналів використовують електрографічні методи, які забезпечують вимірювання та контроль біопотенціалів, що виникають природно або під впливом зовнішніх чинників у різних ділянках та органах організму людини.

Зняття біопотенціалів проводять за допомогою електродів, які встановлюють на поверхні тіла чи органів людини. Вимірюють не абсолютний потенціал, а різницю потенціалів між двома точками поверхні, яка відображає її біоелектричну активність і характер метаболічних (обмінних) процесів. Біопотенціали використовують для отримання інформації про стан і функціонування різних органів. До електрографічних методів належать електрокардіографія, реографія, електроенцефалографія, електроміографія, електрогастрографія тощо [6].

В електрокардіографії для отримання, визначення й аналізу різноманітних компонентів електрокардіограми застосовують різні методи обробки цифрових сигналів. Серед них техніка вейвлет-перетворення дає перспективні результати в аналізі частотно-часових характеристик електрокардіограм [7]. Класичний підхід в електрокардіології – це використання методик з аналізу часової області сигналу, які мають різноманітні застосування (стандартне ЕКГ-вимірювання, вимірювання частоти серцевих скорочень). Але вимірювання амплітуди й часу ЕКГ-компонент за допомогою методів аналізу часової області не завжди достатні для опису всіх особливостей ЕКГ-сигналу. Наприклад, визначення пізнього потенціалу в комплексі QRS не може бути виконане з використанням цих методів. Водночас аналіз часової області частоти серцевих скорочень дає повну інформацію про поведінку RR-

інтервалів і парасимпатичного впливу. Але симпатичне впорядкування не може бути оцінене на основі вимірювання частоти серцевих скорочень у часовій області. Отже, використання інформації часової і частотної областей разом дає якісний результат [8].

Існують одно- і багатоканальні електрокардіографи (трьох, шести і дванадцяти каналів). Усі вони фіксують показники з 12-ти відведень. Відмінність полягає в тому, що для отримання результату ЕКГ на одноканальному апараті необхідно знімати 12 відведень по черзі. Це збільшує час дослідження, а також витрати сил фахівця.

Електрокардіографи бувають стаціонарними і портативними. Останні більш компактні, їх можна використовувати в екстрених ситуаціях, у машинах швидкої допомоги як для первинної, так і для більш поглибленої діагностики. Портативний кардіограф призначений для реєстрації електричної активності серця (ЕКГ), він проводить первинний аналіз отриманих показників у стандартних відведеннях і може передавати інформацію на відстань для подальшої інтерпретації.

Процес аналізу кардіосигнала умовно можна розділити на дві стадії: стадія попередньої обробки і стадія виділення ознак (рис. 1).

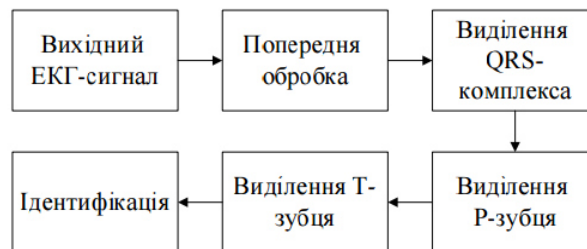


Рис. 1. Структура обробки ЕКГ-сигнала

Стадія попередньої обробки полягає у видаленні шумів (електроміофічні потенціали м'язів, артефакти взаємодії електродів зі шкірою, електронний шум підсилювачів та фоновий шум мережі). Шумом зазвичай приймають високочастотні компоненти кардіосигнала. Видалення шумів призводять до стиснення та згладжування ЕКГ-сигналу. Стадія виділення ознак із кардіограми представляє собою процес отримання необхідної інформації (зубці, комплекси тощо).

Розглянемо поставлене завдання на прикладі портативного кардіографа «Юкард-100». Це прилад із найбільшою функціональністю, який застосовують у багатопараметричних дослідженнях діяльності серця.

Головним недоліком портативного кардіографа є неповне виділення корисного сигналу на фоні цілого комплексу перешкод і спотворень. Причиною цього є зашумленість кардіосигналу. Усунути перешкоди можна за допомогою додаткових (цифрових) фільтрів.

У «Юкард-100» використовують цифрові фільтри верхніх частот (ФВЧ) і нижніх частот (ФНЧ) (рис. 2), але використання ФВЧ для видалення дрейфу ізоляції дуже часто призводить до зміни форм *P*- і *T*-хвиль.

Недоліком цифрових ФВЧ та ФНЧ є:

- недостатня величина частоти зрізу робить сигнали практично невидимими на кардіограмі за використання фільтрів низьких частот;
- нерівномірність АЧХ фільтрів у смузі пропускання й нелінійний характер фазової характеристики вносять у кардіосигнал збурення, однакові за порядком величини з інформативними низькоамплітудними біопотенціалами серця;
- максимально плоскої АЧХ у смузі пропускання досягають за рахунок погіршення лінійності фазової характеристики. Її нелінійність призводить до фазових спотворень, оскільки сигнали різних частот мають різний час затримки.

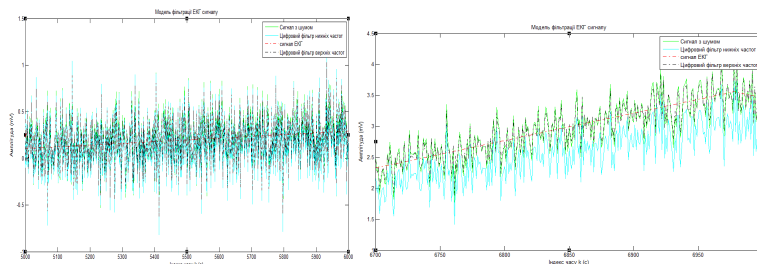


Рис. 2. Фільтрація ЕКГ сигналу за допомогою цифрових ФВЧ та ФНЧ

Для більш точних результатів було обрано цифрові фільтри Чебишева та Вінера другого роду. Перевагою цих фільтрів є:

- фільтр Чебишева має вузьку смугу нелінійності фазочастотної характеристики (ФЧХ), а також має велику стабільність за необхідності забезпечення вузьких смуг придушення;
- усунення артефактів із кардіосигналу може ефективно здійснюватися за допомогою фільтра Вінера;
- головною перевагою фільтрів Вінера є їх оптимальність за критерієм ефективності, під час їх використання середньоквадратичне відхилення мінімальне;
- можуть забезпечувати найвищі показники ефективності фільтрації ЕКГ;
- забезпечують високу ефективність придушення шуму в ЕКГ, стійкість до апріорної невизначеності моделі зміни сигналу й дисперсії перешкод;
- не вимагають оцінки дисперсії й часу на адаптацію параметрів фільтра;
- мають високу швидкодію, це дозволяє вести оперативну обробку сигналу, що важливо для систем моніторного стеження.

Хід і результати дослідження

У системі Matlab Starter Application-2014 було промодельовано стандартний ЕКС із додаванням шкідливих впливів та досліджено запропоновані методи фільтрації цього сигналу за допомогою фільтрів Вінера та Чебишева.

Досліджено стандартну модель ЕКС (рис. 3) із такими параметрами:

- 1) частота серцевих скорочень $F_{ECG} = 70$ (уд/хв);
- 2) частота дискретизації сигналу $F_d = 1000$ Гц;
- 3) амплітуда кардіосигналу $A_{ECG} = 20$ мВ;
- 4) тривалість необхідного сигналу $T_{sign} = 5$ (сек).

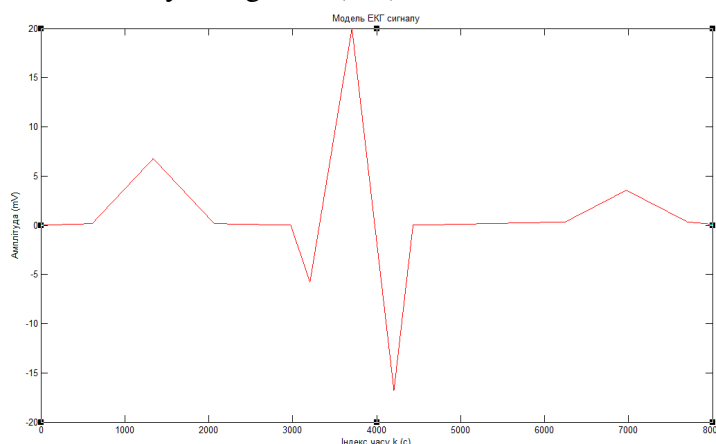


Рис. 3. Модель ЕКГ-сигналу

Потім до ЕКС додано високочастотний шум (наприклад, наведення від обладнання) (рис. 4), низькочастотний шум та білий шум.

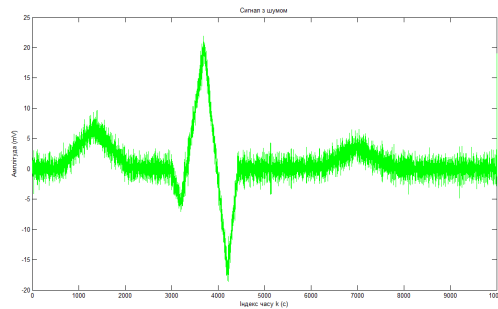


Рис. 4. Сигнал із шумом

Для створення білого шуму (рис. 5) досить задати інтервал дискретизації (тобто часовий інтервал між сусідніми числами) T_s , утворити із цим кроком масив (вектор) t моментів часу в потрібному діапазоні його зміни, а потім сформувати за допомогою зазначеної функції вектор-рядок довжиною, що дорівнює довжині вектора t , наприклад:

- 1) інтервал дискретизації $T_s = 0.01$;
- 2) вектор моментів часу $t = 0 : T_s : 20$;
- 3) білий шум $x_1 = \text{randn}(1, \text{length}(t))$.

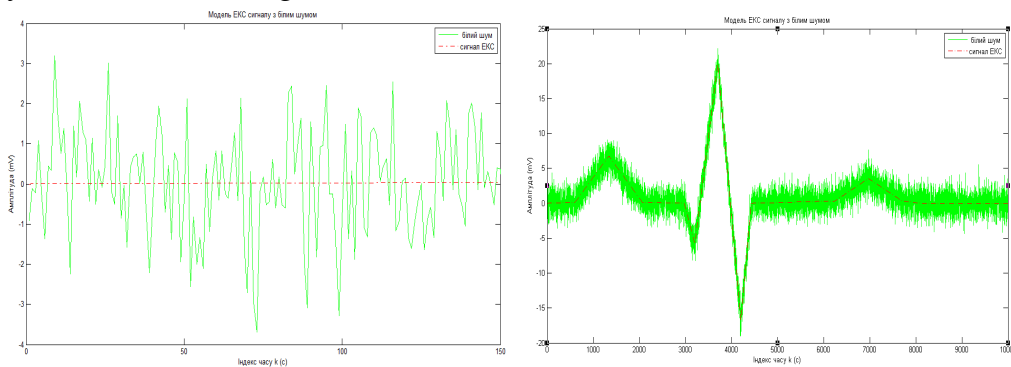


Рис. 5. ЕКС-сигнал із білим шумом

На рис. 6 зображено сигнал ЕКГ, який відфільтровано за допомогою фільтрів: Вінера 2-го порядку та Чебишева 2-го порядку нижніх частот, із кінцевою імпульсною характеристикою (КИХ) та з функцією передачі $h(z) = z + 0,8z^{-1} + 0,4z^{-2} - 0, z^{-3}$.

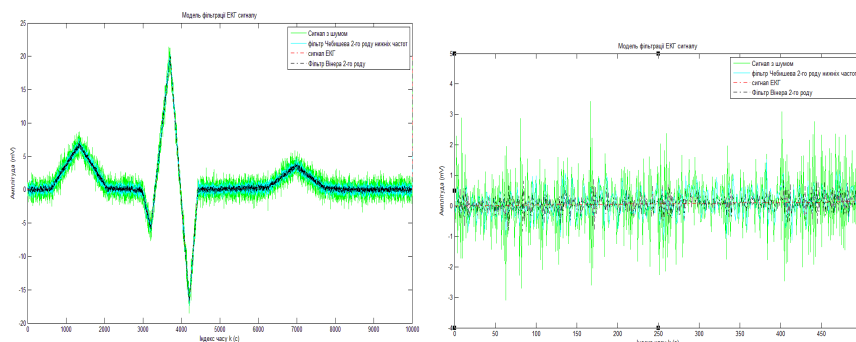


Рис. 6. Фільтрація ЕКГ-сигналу

Розраховано кількість разів, у які підвищили точність сигналу за допомогою запропонованих фільтрів та відфільтрованого сигналу за допомогою стандартних фільтрів із Наукові праці ВНТУ, 2017, № 2

дією завад високих та низьких частот, за формулою $z = \sqrt{y_1^2 - y_2^2}$, де y_1 та y_2 – відповідно відфільтрований сигнал та електрокардіосигнал, який дорівнює 1,7 та білий шум, який дорівнює 2,1.

На рис. 7 зображено запропоновану структурну схему комп'ютерного портативного електрокардіографа.

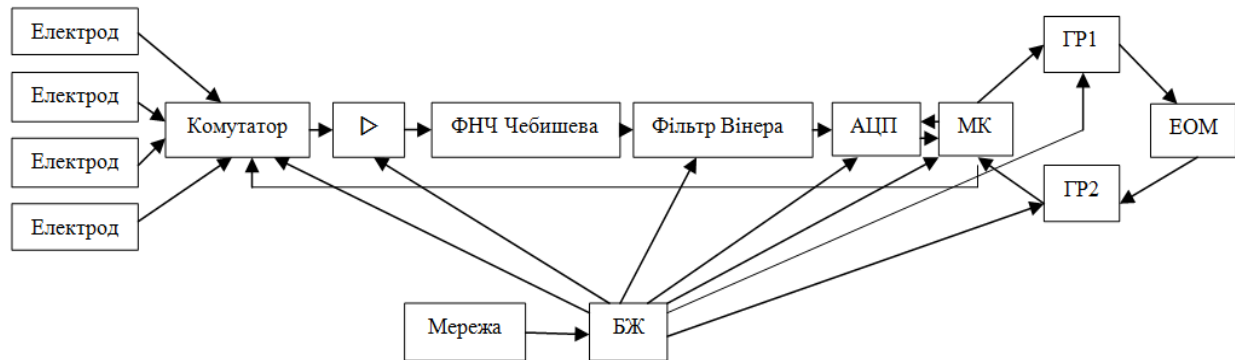


Рис. 7. Попередня структурна схема комп'ютерного електрокардіографа, де МК – мікроконтролер, ГР – гальванічна розв'язка, БЖ – блок живлення, АЦП – аналогово-цифровий перетворювач, ЕОМ – електронна обчислювальна машина

Електроди знімають зі шкіри людини біопотенціали серцевого м'яза. Комутатор передає сигнали з датчиків відповідно до обраного відведення. Підсилювач здійснює масштабування перетворення сигналу з датчиків до необхідного рівня. ФНЧ Чебишева обмежує спектр досліджуваного сигналу. Фільтр Вінера прибирає мережеву перешкоду 50 Гц. АЦП перетворює досліджуваний сигнал у цифрову форму. Мікроконтролер здійснює управління АЦП і комутатором, а також готує сигнал до передачі на ЕОМ, яка виводить електрокардіограму на екран і запам'ятовує її на дискових накопичувачах. Блок живлення формує з мережевої напруги 220 В напругу живлення, необхідну для роботи інших блоків.

Висновки

У статті досліджено причини виникнення шумів в електрокардіограмах портативних електрокардіографів. Виявлено недоліки фільтрів верхніх і нижніх частот у досліджуваному електрокардіографі «ЮКАРД-100».

У системі Matlab промодельовано ЕКС зі стандартними завадами та досліджено такі фільтри як ФНЧ та ФВЧ, а також запропоновані фільтри Вінера та Чебишева.

Запропоновано використання в портативному електрокардіографі «ЮКАРД-100» фільтрів Вінера та Чебишева. У відфільтрованому сигналі практично не спостерігають адитивного складника, зумовленого високочастотною перешкодою. Відсутні зміни в формі сигналу ЕКГ за амплітудою. Причому зниження впливу всіх видів перешкод було отримано за один цикл фільтрації.

Підвищено точність алгоритму обробки даних з електрокардіографа за рахунок підвищення якості фільтрації сигналів із дією завад високих і низьких частот у 1,7 та з білим шумом у 2,1 рази.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Корнацький В. М. Проблеми здоров'я суспільства та продовження життя / В. М. Корнацький. – К. : Інститут кардіології ім. М. Д. Стражеска, 2006. – 46 с.
2. Макаров Л. М. Холтеровское мониторирование / Л. М. Макаров. – М. : Медпрактика, 2000. – 216 с.
3. Зубинов Ю. И. Азбука ЭКГ / Ю. И. Зубинов. – Ростов-на-Дону : Феникс, 2003. – 160 с.

4. Якимов Е. В. Цифровая обработка сигналов: учебное пособие / Е. В. Якимов. – Томск : издательство ТПУ, 2006. – 188 с.
5. Лежнина И. А. Электрокардиограф на нанoeлектродах : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. тех. наук : спец. 05.11.17 «Приборы, системы и изделия медицинского назначения» / И. А. Лежнина. – Томск, 2010. – 22 с.
6. Райгайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический поход / Р. М. Райгайян. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 345 с.
7. Куракіна Т. В. Метод аналізу ЕКГ-сигналу на основі безперервного вейвлет-перетворення / Т. В. Куракіна, Ю. В. Твердохліб // Сучасні інформаційні системи і технології. – 2013. – № 1. – С. 139 – 140.
8. Вуйцик В. Реєстрація, обробка та контроль біомедичних електрографічних сигналів / В. Вуйцик. – Львів : Ліга-Прес, 2009. – 308 с.

Устименко Володимир Олегович – старший викладач кафедри електроніки.

Клочко Катерина Анатоліївна – к. т. н., старший викладач кафедри електроніки, e-mail: korytova@ukr.net.

Бідун Альбіна Володимирівна – магістр кафедри електроніки e-mail: alya.bidun@mail.ru.
Дніпровський державний технічний університет.