

Результати моделювання є ОКО-діаграми та їх параметри, представлені на рис.5. Основним параметром, що спотворює характеристики ОКО-діаграми лінії передачі із наскрізними отворами порівняно із лінією передачі із глухими отворами є збільшена приблизно у 5 разів ємність міжшарової перетинки. Тим не менш ця ємність лишається приблизно у стільки ж саме разів меншою за ємності виводів і контактних майданчиків. Таким чином, в реальних умовах проектування, застосування менш технологічних глухих отворів замість більш дешевих наскрізних отворів доцільно лише у надшільних спеціальних проєктах печатних плат із високою протяжністю провідників та зменшеним бітовим інтервалом, де вплив будь-якої частини лінії передачі на якість роботи інтерфейсу може бути критичним.

Крім абсолютних параметрів впливу міжшарових перетинок на окрему диференційну лінію передачі слід також завжди приділяти увагу відносним системним параметрам передавання сигналів. В першу чергу, зважити на додаткову затримку сигналу, що може вплинути роботу інтерфейсів із групою високошвидкісних ліній передачі, фізична реалізація яких складається із декількох ліній, узгоджених між собою за довжиною, а вплив міжшарових перетинок може порушити це узгодження.

Висновки

1. Визначено, що мінімальна структура багатшарової печатної плати в умовах використання високошвидкісних інтерфейсів і оптимальної технології виготовлення складається із шести шарів металізації, подібну структуру плати рекомендовано використовувати для емуляції роботи високошвидкісних інтерфейсів у середовищах САПР.

2. Запропоновано методіку визначення параметрів слабкозв'язаної диференційної лінії передачі, що полягає в ітераційній процедурі визначення залежності диференційного опору за допомогою САПР HyperLynx 2008 та перевірки результатів за допомогою щільності силових ліній поля перетину лінії передачі.

3. За допомогою САПР HyperLynx 2008 проаналізовано вплив наскрізних та глухих отворів на якість передачі сигналів високошвидкісних інтерфейсів. Визначено, що основним фактором впливу є суттєве (близько 5 разів) збільшення ємності міжшарової перетинки, що призводить до додаткової затримки у декілька піко секунд.

Література

1. Джонсон Говрад В. Мартин. Конструирование высокоскоростных цифровых устройств: начальный курс черной магии / Джонсон Говрад В., Грэхем, Мартин. [пер. с англ.]. – М.: Издательский дом «Вильямс», 2006, - 624с.:ил. – Парал. тит. англ.

2. Джонсон Говрад В. Высокоскоростная передача цифровых данных: высший курс черной магии / Джонсон Говрад В. [пер. с англ.]. – М.: Издательский дом «Вильямс», 2005, - 1024с.:ил. – Парал. тит. англ.

Надійшла 26.11.2010 р.

УДК 681.327

М.О. ПРОКОПОВА, Т.І. КОЗЛОВСЬКА, А.М. КОЗАК, К.І. КРАВЦОВ

Вінницький національний технічний університет

МЕТОДИ ОБРОБЛЕННЯ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ ФУР'Є ПЕРЕТВОРЕННЯ

У даній роботі розглянуто основні властивості та принципи Фур'є-перетворення, розроблений алгоритм та програмне забезпечення на основі швидкого перетворення Фур'є, а також промодельовано метод визначення відхилення від норми фотоплетизмографічного сигналу на основі нормального Гаусівського розподілу.

Basic properties and principles of Fourier-transformation are considered in this article, is developed algorithm and program on the base of fast Fourier transformation, and was simulated the method of determination of deviation from the norm of photoplethysmographic signal, on the base of normal Gaussian distribution.

Ключові слова: фур'є-перетворення.

Вступ

На даному етапі розвитку сучасної медицини постає проблема розв'язання діагностичних задач, задач компресії, архівації та передачі інформації про досліджуваний біосигнал, а також підвищення його якості. Більшість сигналів, що зустрічаються на практиці (фотоплетизмограма, електрокардіограма, фонокардіограма, реограма, сфігмограма та ін.) представлені в часовій області [1, 2]. Тобто сигнал є функцією часу і ми отримуємо його в амплітудно-часовій формі. Але для більшості випадків обробки сигналів такий вигляд є не завжди інформативним, оскільки дуже часто найбільш важлива інформація прихована в частотній області сигналу. Частотний спектр є сукупністю частотних (спектральних) компонент і відображає наявність тих чи інших частот в сигналі. Тому до сигналів застосовуються математичні

перетворення, щоб отримати інформацію недоступну в початковому вигляді.

Одним із найпоширеніших таких перетворень є перетворення Фур'є, що пов'язане з використанням частотної області, використання якої значно полегшує розв'язання задач обробки сигналів [1].

МЕТОД

Будь-яка 2π -періодична функція $f(x)$ є сумою

$$a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} (a_k \cos kx + b_k \sin kx) \quad (1)$$

її Фур'є-ряду [3]. Коефіцієнти a_0 , a_k і b_k обчислюються за допомогою

$$a_0 = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} f(x) dx, \quad a_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \cos(kx) dx, \quad b_k = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(x) \sin(kx) dx. \quad (2)$$

При розкладанні сигналу в ряд Фур'є можна виявити його особливості, непомітні до цього. Наприклад, розкладаючи біомедичний сигнал, будь-яке значне відхилення від нього розглядається як патологія, що дає суттєвий внесок у покращення медичних досліджень.

Найпростіший спосіб розкладання сигналу здійснюється за допомогою вимірювального пристрою, що називається аналізатором спектру [4]. Даний пристрій складається із множини фільтрів. За потужністю сигналу на виході фільтра, що пропускає сигнал тільки певної частоти можна визначити долю частотної складової, що міститься в сигналі. Тобто встановивши фільтри різних частот, можна визначити спектр всього сигналу в цілому. Нижче наведено розкладання фотоплетизмографічного сигналу.

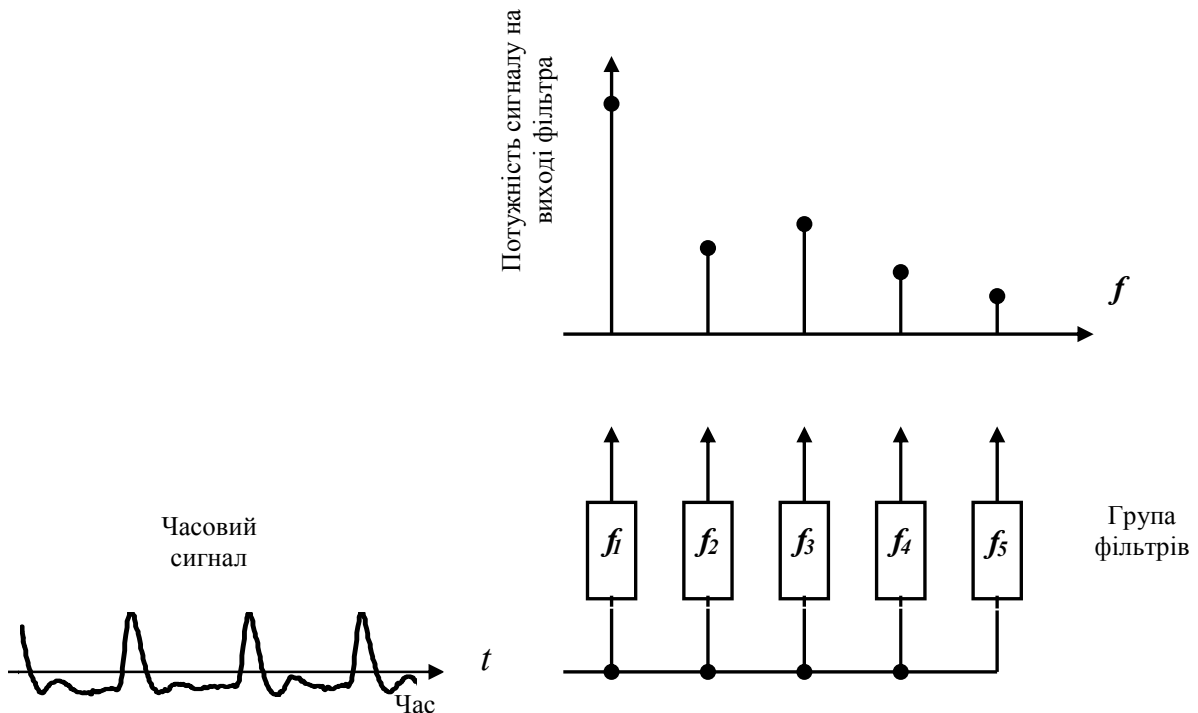


Рис. 1. Аналізатор спектру

Перевагою Фур'є-перетворення є те, що воно дає можливість аналізувати сигнал в часовій області на його частотному змісті. Перетворення здійснюється за допомогою початкового перетворення функції в часовій області у функцію в частотній області. Сигнал можна проаналізувати за його частотним змістом, оскільки Фур'є-коефіцієнти перетвореної функції відображають внесок кожного синуса і косинуса функції на кожній частоті. В свою чергу, зворотне перетворення Фур'є перетворює дані з частотної області в часову область.

Дискретне перетворення Фур'є.

Дискретне перетворення Фур'є (ДПФ) оцінює Фур'є-перетворення функції з обмеженого числа її окремих точок. Дані точки вважаються типовими для сигналу, що подібний до всіх інших сигналів.

ДПФ має симетричні властивості. Фактично точно такі ж, як неперервне перетворення Фур'є. До того ж, формула для зворотнього дискретного перетворення Фур'є легко обчислюється з використанням одного з дискретних Фур'є перетворень, оскільки дві формули є практично ідентичними.

Віконне перетворення Фур'є

Якщо $f(t)$ неперіодичний сигнал, сукупність періодичних функцій, синус і косинус, не точно відображають сигнал. Ви можете штучно продовжити сигнал, зробивши його періодичним, але для цього буде потрібна додаткова цілісність кінцевих точок. Віконне перетворення Фур'є (ВПФ) – це одне із

вирішень проблеми для кращого представлення неперіодичного сигналу. ВПФ може використовуватись для подання інформації про сигнали одночасно в часовій області та частотній області.

З ВПФ, вхідний сигнал $f(t)$ подрібнюється на частини, і кожна частина аналізується окремо за її частотним змістом. Якщо сигнал має різкий перехід, ми вводимо віконні дані так, щоб частини сходились до нуля в кінцевих точках [3]. Це віконне перетворення здійснюється через вагову функцію, яка розміщується біля кінця інтервалу менш акцентовано, ніж в середині. Ефект вікна полягає в тому, щоб локалізувати сигнал в часі.

Швидке перетворення Фур'є

Для апроксимації зразків функції і для апроксимації інтегралу Фур'є, згідно з дискретним перетворенням Фур'є, необхідне застосування матриці, порядок якої – це кількість точок вибірки, n . Після множення $n \times n$ матриці на вектор, з порядком n^2 арифметичних операцій, ситуація швидко погіршується, оскільки збільшується число точок зразка. Однак, якщо зразки рівномірно розміщені на інтервалі, матриця Фур'є може бути інтегрована в результат тільки декількох розріджених матриць, і результуючі коефіцієнти можуть застосовуватись тільки до вектора в загальному порядку $n \log n$ арифметичних операцій. Це, так зване, швидке перетворення Фур'є, або ШПФ [5].

На основі ШПФ був створений алгоритм та програмне забезпечення, що дозволяє обробляти сигнали отримані як за допомогою оптико-електронної системи аналізу периферійного кровообігу, так і на основі точок введених вручну (рис. 2).

Далі для наочності ми можемо побудувати графік введеної функції (рис. 3).

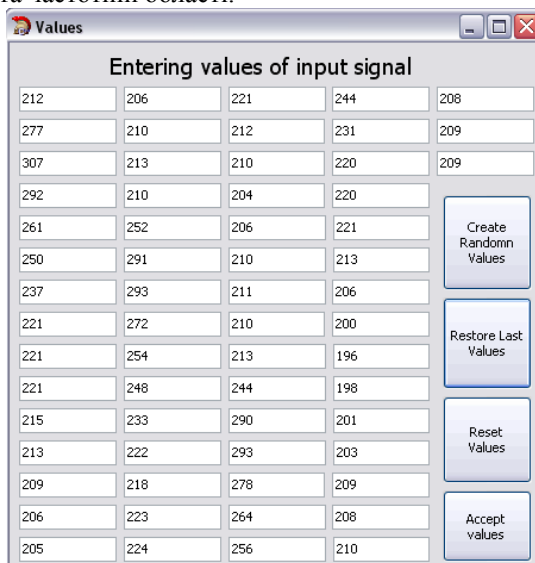


Рис. 2. Приклад введення точок для побудови фотоплетизмограми

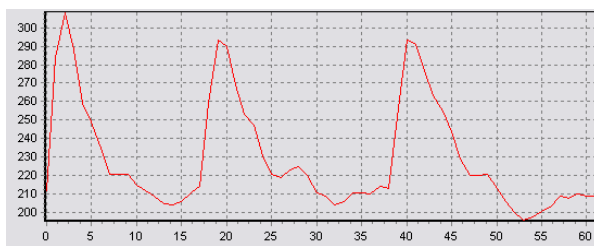


Рис. 3. Вигляд фотоплетизмографічної кривої

Після побудови графіку ми можемо провести Фур'є аналіз (рис. 4).

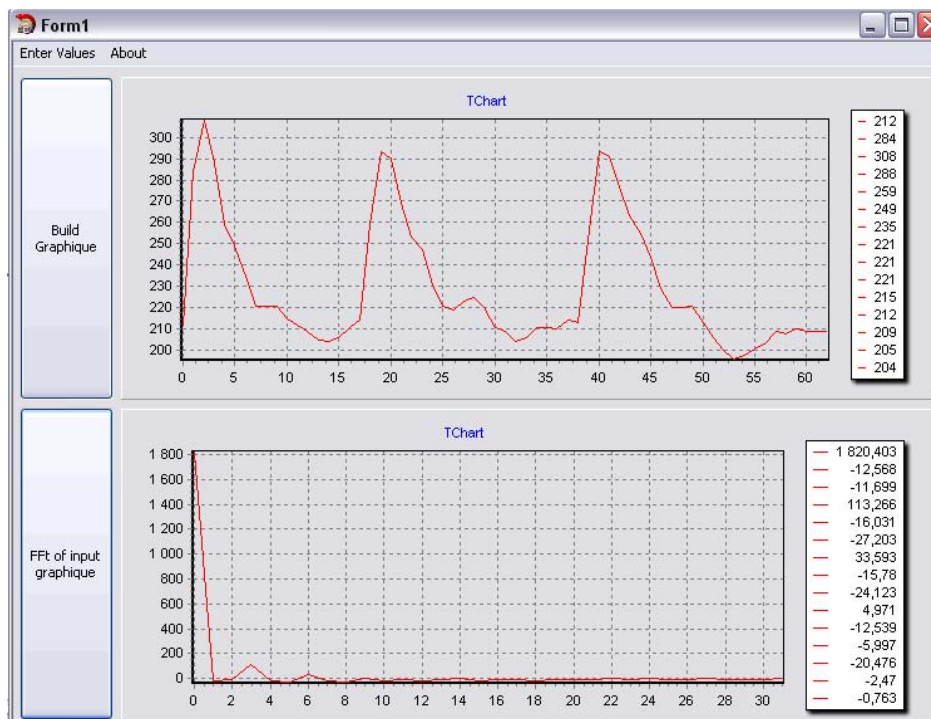


Рис. 4. Результат обробки

Алгоритм роботи розробленої програми зображений на рис. 5.

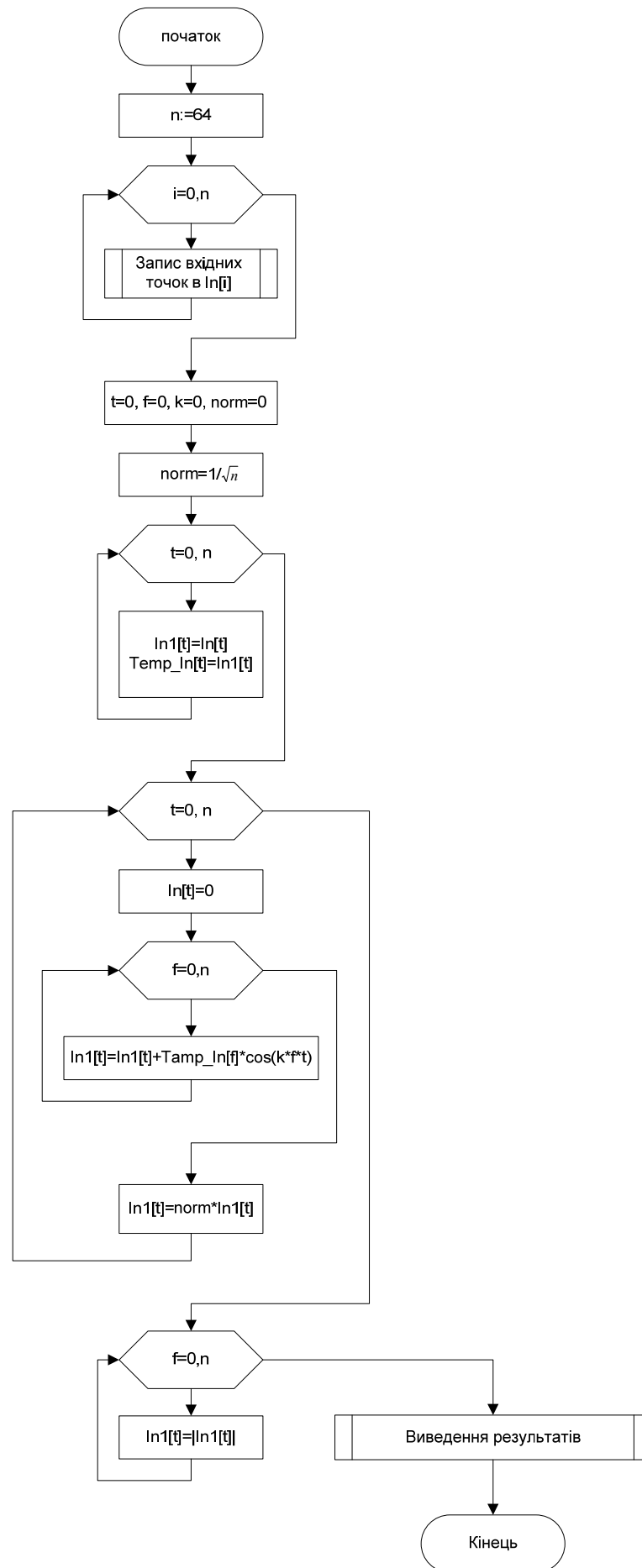


Рис. 5. Алгоритм роботи програми на основі ШПФ

В результаті, на основі отриманого перетворення ми можемо визначити можливі відхилення сигналу від норми. Тобто, при порівнянні піків перетвореного Фур'є-сигналу з деякими еталонними значеннями ми можемо автоматично визначити наявність чи відсутність певної патології. Пропонується проводити визначення відхилення від норми за допомогою сформованої моделі Гауса.

Даний метод дозволяє визначити відхилення від норми одномірного чи двомірного сигналу. Також він дозволяє проводити як динамічний, так і сталий аналіз. Сигнал моделюється у вигляді:

$$B = N(x, \mu, \sigma^2). \quad (3)$$

За деякий час n алгоритм створює модель нормальних параметрів біо об'єкта чи сигналу. Якщо ми одразу обстежуємо хворого, то відповідно модель (еталон) закладається в базу знань, якщо ж ми поводимо довготривале динамічне обстеження хворого, то для кожного обстеження алгоритм виробляє оцінку параметрів моделі, тобто μ і σ^2 використовуючи апарат математичної статистики, а потім, після того як навчання закінчено, використовує ймовірнісний поріг для того, щоб визначити, відповідає отриманий спектральний розклад нормальним показникам чи є деякі відхилення, що потребує більш глибокого дослідження.

Навчання моделі еталонного сигналу: для оцінки параметрів моделі μ і σ^2 можна застосовувати вибіркоче середнє і середньоквадратичне відхилення значень [6-8]

$$\mu = \frac{1}{n} * \sum_{k=1}^n B[i, j, k], \quad (4)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} * \sum_{k=1}^n (B[i, j, k] - \mu)^2}, \quad (5)$$

k – значення в даному проміжку за деякий n час.

Далі для кожного наступного сигналу і для кожного проміжку: позначимо за c значення на поточному проміжку. Якщо $\frac{|c-\mu|}{\sigma} \leq \epsilon$ то даний проміжок або пік розкладу Фур'є сегментується як відхилення від норми, інакше є нормальним показником.

Відхилення сигналу, зазвичай супроводжується сплеском значення, оскільки відхилення, в більшості випадків мають порівняно більші параметри та значення. Інші коливання значень проходять плавно

З метою виявлення різких разових випадів відхилення, що виникають при виникненні відхилення від нормальних показників пропонується перевіряти умови:

$$a(1 - m) > \sigma_{t-1}, \quad (6)$$

та додатково

$$|B[i, j, k]| > L. \quad (7)$$

Виконання умови (6) говорить про те, що вхідний сигнал погано відповідає моделі з накопиченими значеннями параметрів a і відповідно нормі, і може бути свідченням наявності деякої патології. Виконання умови (7) свідчить про те, що в даному спектральному розкладі дійсно має місце зміна яскравості, що перевищує по амплітуді поріг M .

Таким чином, якщо при виконанні хоча б однієї з вказаних умов, разом скорегувати параметри розподілу, то потенційне відхилення може потрапити в модель відхилень і більше не з'явиться, тому нові значення μ_t і σ_t обчислюються за формулами [6, 8, 9]:

$$\mu = \frac{1}{n} * \sum_{k=1}^n B[i, j, k], \quad (8)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} * \sum_{k=1}^n (B[i, j, k] - \mu)^2}. \quad (9)$$

Якщо жодна з умов невиконана, то:

$$\mu_t = B[i, j, k]$$

$$\sigma_t = \sigma_{\text{initial}},$$

де initial – експериментально підібране початкове значення середньоквадратичного відхилення, що використовується при корегуванні параметрів розподілу. Цей метод допомагає позбутися проблеми деяких шумів.

Реалізація методу оснований на нормальному розподілі вимагає великих затрат ресурсів через використання n -ї кількості операцій. Також цей метод вимагає великих затрат пам'яті. На практиці можна

використовувати більш економічну схему обчислення μ_t та σ_t шляхом їх накопичення:

$$\mu = (1 - k_{\mu})\mu_{t-1} + k_{\mu}B[i, j, k]$$

$$\sigma = \sqrt{(1 - k_{\sigma})\sigma_{t-1}^2 + k_{\sigma}B[i, j, k]}$$

де k_{μ} та k_{σ} визначають швидкість оновлення перематрив моделі, тобто як сильно теперішні значення буде впливати на параметри моделі. Ми використовували наступні значення:

$$k_{\mu} = 0.009; k_{\sigma} = 0.06$$

ВИСНОВКИ

Отже, розкладаючи сигнал в ряд Фур'є, можна виявити його особливості, які неможливо визначити в нормальному стані. Наприклад, при розкладанні біомедичного сигналу, кожне значне відхилення від нього вказує на наявність певної патології, що робить ефективним застосування Фур'є-перетворення при проведенні діагностичних досліджень. Тобто на основі отриманого перетворення ми можемо визначати можливі відхилення сигналу від норми. Крім того, при порівнянні піків перетвореного Фур'є-сигналу з деякими еталонними значеннями ми можемо автоматично визначати наявність чи відсутності патології.

Також, при проведенні визначення відхилення від норми за допомогою сформованої моделі Гауса ми можемо визначити відхилення від норми одномірного або двомірного сигналу, що дозволяє проводити як динамічний, так і сталий аналіз стану пацієнта.

Література

1. Біомедичні сигнали та їх обробка / [В. Г. Абакумов., В. О. Геранін., О. І. Рибін та ін.]. – К.: ТОО «БЕК+», 1997. – С. 228 – 229.
2. Фізичні основи біомедичної оптики: монографія / [Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф. та ін.] – Вінниця: ВНТУ. – 2010. С. 62– 63.
3. Kaiser, *A Friendly Guide to Wavelets*, Birkhauser, Boston, 1994, P. 44-45.
4. Юкио Сато. Обработка сигналов. Первое знакомство / [под ред. Ёсифуми Амэмия]. – 1999. – С. 499, 584-602.
5. W. Press et al., *Numerical Recipes in Fortran*, Cambridge University Press, New York, 2002, pp. 498-499, 584-602.
6. Галушкин А.И. Теория нейронных сетей: Кн. 1 / [под ред. А.И.Галушкина.]. – М.: ИПРРЖР, 2000.
7. Комарцова Л.Г. Нейрокмпьютеры / Комарцова Л.Г., Максимов А.В. / – М.: МГТУ, 2002. – 320 с.
8. Оптоэлектронная схемотехника: Учеб. пособие / [В.П. Кожемяко, О.Г. Натрошвили, Т.Б. Мартынюк, Л.И. Имнашвили]. – К.: УМК ВО, 1986. – 276с.
9. Stanchuk K., Hani Al-Zubi. Analysis of correlative methods for proceeding of biomedical image // Тези доповідей Міжнародної науково-технічної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених “Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології”. – Вінниця. – 2001. – С. 119.

Надійшла 22.11.2010 р.

За зміст повідомлень редакція відповідальності не несе

Повні вимоги до оформлення рукопису
<http://visnikup.narod.ru/rules/>

Рекомендовано до друку рішенням вченої ради Хмельницького національного університету,
протокол № 5 від 24.11.2010 р.

Підп. до друку 25.11.2010 р. Ум.друк.арк. 18,26 Обл.-вид.арк. 22,65
Формат 30x42/4, папір офсетний. Друк різнографією.
Наклад 100, зам. № _____

Тиражування здійснено з оригінал-макету, виготовленого
редакцією журналу “Вісник Хмельницького національного університету”
редакційно-видавничим центром Хмельницького національного університету
29016, м. Хмельницький, вул. Інститутська, 7/1. тел (0382) 72-83-63