

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**  
**ДЕРЖАВНИЙ ВИЩИЙ НАВЧАЛЬНИЙ ЗАКЛАД**  
**«ДОНЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ»**

**ШТЕПА ОЛЕКСАНДР АНАТОЛІЙОВИЧ**

УДК 681.518.3

**КОМП'ЮТЕРИЗОВАНА ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА**  
**СИСТЕМА ЕЛЕКТРОФІЗІОЛОГІЧНИХ СИГНАЛІВ**

05.13.05 – комп'ютерні системи і компоненти

Автореферат  
дисертації на здобуття наукового ступеня  
кандидата технічних наук

Донецьк–2013

Дисертацією є рукопис.

Роботу виконано в Державному вищому навчальному закладі «Донецький національний технічний університет» Міністерства освіти і науки України, м. Донецьк.

Науковий керівник: доктор технічних наук, професор  
**Чичикало Ніна Іванівна,**  
ДВНЗ «Донецький національний технічний університет»,  
професор кафедри «Електронна техніка» (м. Донецьк)

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, доцент  
**Щапов Павло Федорович,**  
Національний технічний університет  
«Харківський політехнічний інститут»  
професор кафедри «Інформаційно-вимірювальні тех-  
нології і системи» (м. Харків)

доктор технічних наук, професор  
**Данилов Володимир Васильович,**  
Донецький національний університет України,  
завідувач кафедри радіофізики (м. Донецьк)

Захист відбудеться 31 жовтня о 14<sup>00</sup> год. на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 11.052.03 в ДВНЗ «Донецький національний технічний університет» за адресою: 83001, м. Донецьк, вул. Артема, 58, корп. 8, ауд. 8.704.

З дисертацією можна ознайомитися в бібліотеці Донецького національного технічного університету за адресою: 83001, м. Донецьк, вул. Артема, 58, корп. 2.

Автореферат розісланий «30» вересня 2013 р.

Вчений секретар  
спеціалізованої вченої  
ради Д 11.052.03, к.т.н., с.н.с.

 **Мокрий Г.В.**

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

**Актуальність теми.** Широкого розповсюдження у клінічній практиці набули методи електрофізіологічних досліджень за рахунок своєї інформативності і хорошої відтворюваності результатів у поєднанні з мінімальним впливом на обстежуваного. Пріоритетним напрямком розвитку методології електрофізіологічних досліджень сьогодні стає розробка методів комплексного автоматизованого аналізу, заснованого на реєстрації і спільному порівняльному аналізі сигналів декількох типів. Різноманіття і складність форм електрофізіологічних сигналів (ЕфС), труднощі формалізації вирішуваних дослідницьких завдань ускладнюють використання електрофізіологічних методів досліджень і призводять до необхідності оптимізації як апаратних так і алгоритмічних рішень для кожної конкретної задачі.

Останнім часом, що характеризується високим темпом розвитку мікроелектроніки та обчислювальної техніки, прагнення розробників до вдосконалення призвело до появи ряду медичних приладів для електрофізіологічних досліджень, що мають різні передавальні характеристики. Це робить неможливим зіставлення результатів одночасних вимірювань.

Слід зауважити, що позначена проблема зумовлює потребу у вирішенні завдань підвищення достовірності інформації про стан здоров'я людини та переходу на більш високий рівень діагностування при обмежених ресурсах вимірювальних пристроїв для цифрової обробки ЕфС. Концепції, що підлягають цим завданням, невід'ємно пов'язані з сучасними технологіями обробки інформації та особливостями проектування комп'ютеризованих інформаційно-вимірювальних систем (КІВС), а також повинні базуватися на єдиних методах обробки різнотипних ЕфС, які забезпечують отримання правильних, порівнюваних, стабільних і відтворюваних результатів вимірювань в рамках комплексного діагностичного дослідження.

Вирішення цієї задачі дозволить розширити функціональні можливості та поліпшити показники ефективності приладів і систем, призначених для ранньої діагностики та відстеження динаміки розвитку різних патологій. Тому тема дисертаційного дослідження є актуальною.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Дисертаційна робота виконана згідно з тематикою науково-дослідницького напрямку кафедри електронної техніки ДВНЗ «Донецький національний технічний університет». Основні результати роботи є невід'ємною частиною НДР: Д-22-03 "Розробка методології побудови аналітичних приладів і ІВС низькоамплітудних параметрів", номер держреєстрації 0103U001262 і Н-11-11 "Підвищення ефективності приладів і систем", номер держреєстрації 0111U007025. Здобувач у роботах брав участь як виконавець.

**Мета і завдання дослідження.** Метою роботи є розширення функціональних можливостей комп'ютеризованої інформаційно-вимірювальної системи електрофізіологічних сигналів за рахунок уніфікації структури вимірювальних каналів і підвищення точності шляхом корекції викривлень, що вносяться під час цифрової обробки.

Досягнення поставленої мети зумовлює розв'язання таких завдань:

- 1) аналіз особливостей електрофізіологічних сигналів, методів їхнього дослідження та обробки;
- 2) дослідження викривлень сигналів КІВС ЕфС, внесених власними ланками

вимірювальних каналів;

3) обґрунтування і розробка критерію і методики оцінки ефективності цифрового відновлення електрофізіологічного сигналу, що дозволяє коригувати специфічну передавальну функцію кожного вимірювального каналу;

4) розробка структури модульної КІВС ЕФС і постановка вимог до блоків вимірювальних каналів для спільних вимірювань в умовах комплексної медичної діагностики;

5) аналіз і оцінка основних характеристик ефективності модульної КІВС ЕФС.

*Об'єкт дослідження* – процес вимірювання та обробки різнотипних електрофізіологічних сигналів комп'ютеризованою інформаційно-вимірювальною системою.

*Предмет дослідження* – комп'ютеризована інформаційно-вимірювальна система електрофізіологічних сигналів, побудована на основі розробленого модульного принципу.

*Методи дослідження.* Проведені теоретичні дослідження засновані на сучасних методах цифрової обробки сигналів, теорії сигналів, спектральному аналізі, теорії ІВС та теорії відновлення сигналів. Експериментальні дослідження здійснювалися методом комп'ютерного моделювання з використанням сучасних інформаційних технологій.

**Наукова новизна результатів** дисертаційного дослідження.

1. Вперше запропоновано модульну структуру комп'ютеризованої інформаційно-вимірювальної системи електрофізіологічних сигналів з єдиною структурою вимірювальних каналів, об'єднаною конструктивними та інформаційними зв'язками, що забезпечує підвищену точність і ефективність за рахунок цифрової обробки, яка враховує специфіку кожного сигналу.

2. Запропоновано критерій оцінки ефективності мінімізації крайових ефектів під час цифрової обробки електрофізіологічних сигналів, заснований на відміні від відомих критеріїв, на аналізі часового подання сигналу і врахуванні розміру викривленої частини вибірки.

3. Модифікована методика цифрового відновлення електрофізіологічних сигналів, що дозволяє враховувати специфічну передавальну характеристику кожного вимірювального каналу комп'ютеризованої ІВС.

**Практичне значення** результатів, отриманих у процесі виконання роботи, полягає в наступному:

1) розроблено методику попередньої оцінки часових затрат на реалізацію алгоритму відновлення вимірювального сигналу ІВС, що дозволяє оцінити параметри обчислювальних засобів, що вводяться до складу проектованої ІВС на етапі проектування;

2) розроблено методику моделювання, алгоритмічне та програмне забезпечення вимірювальних сигналів;

3) на основі запропонованого критерію і розробленої методики оцінено ефективність мінімізації крайових ефектів для ряду відомих вагових функцій;

4) розроблена методика дозволяє оцінювати втрату інформації під час цифрової обробки сигналів без мінімізації крайових ефектів і з мінімізацією на основі ряду відомих вагових функцій;

5) результати роботи впроваджено в навчальний процес на кафедрі електронної техніки ДонНТУ у вигляді методик, алгоритмів та їхніх програмних реалізацій.

**Особистий внесок здобувача** полягає в розробці підходів і методик побудови і використання модульного принципу побудови КІВС ЕфС з уніфікованою структурою вимірювальних каналів. Дисертація відображає результати досліджень, проведених автором. Основні наукові та практичні результати отримані автором самостійно.

**Апробація роботи.** Основні положення і результати роботи доповідалися, обговорювалися і були схвалені на наукових конференціях, серед яких: I Міжнародна наукова конференція аспірантів та студентів «Охорона навколишнього середовища та використання природних ресурсів» (16-18 квітня 2002 р., м. Донецьк, Україна); Міжнародна конференція «Автоматика-2002» (16-20 вересня 2002 р., м. Донецьк, Україна); Третя наукова конференція «Приладобудування: стан і перспективи» (20-21 квітня 2004 р., м. Київ, Україна); Міжнародна науково-практична конференція «Екологічні проблеми індустріальних мегаполісів» (01-04 червня 2004 р., м. Донецьк, Україна); Перша міжнародна науково-практична конференція «Інтегровані інтелектуальні робото-технічні комплекси (ІРТК-2008)» (19-23 травня 2008 р., м. Київ, Україна); Міжвідомча науково-практична конференція «Сучасні проблеми захисту інформації з обмеженим доступом» (20-21 листопада 2008 р., м. Київ, Україна).

**Публікації.** Основні результати дисертаційної роботи опубліковано у 16 наукових роботах. А саме, в 9 статтях у спеціалізованих фахових наукових виданнях, з яких 1 стаття у спеціалізованих фахових наукових виданнях, які включені до міжнародних наукометричних баз, а також у 7 роботах у збірниках наукових праць, в матеріалах і тезах доповідей на наукових конференціях. Статті задовольняють вимогам Департаменту атестації кадрів МОН України до публікацій, на яких ґрунтується дисертація.

**Структура та обсяг дисертаційної роботи.** Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, висновку, списку використаних джерел і п'яти додатків. Повний обсяг дисертації – 151 сторінка, в яких основний зміст викладено на 108 сторінках друкованого тексту, має 49 рисунків і 8 таблиць. Список використаних джерел нараховує 117 найменувань.

## ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтовано актуальність теми дисертаційної роботи, визначено мету, ідею і задачі досліджень, висвітлена наукова новизна, теоретична та практична цінність отриманих результатів.

**Перший розділ** «Аналіз інформаційно-вимірювальних систем електрофізіологічних сигналів» присвячено аналізу сучасних методів електрофізіологічних досліджень. Виокремлено актуальну тенденцію до збільшення значення комплексних діагностичних досліджень з необхідністю одночасного вимірювання та спільного аналізу різнотипних електрофізіологічних сигналів, що піднімає проблему отримання порівнюваних, стабільних і відтворюваних результатів таких вимірювань.

Спільний аналіз декількох ЕфС здатний дати значно більше інформації про стан досліджуваної системи органів, підвищити достовірність діагнозу і таким чином підвищити ефективність лікування. Прикладом може слугувати дослідження серцево-судинної системи за допомогою аналізу фазових співвідношень між електрокардіографічним (ЕКГ) і реографічним сигналами в одній характерній точці тіла, рис. 1.

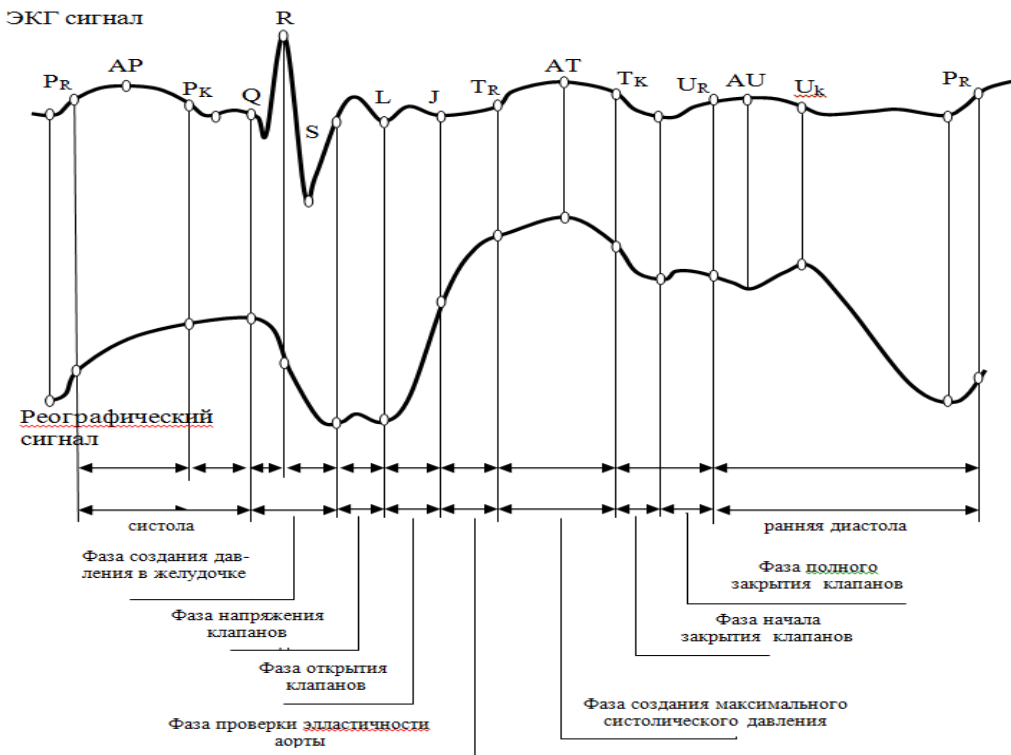


Рис. 1. Модель електрокардіологічного і реографічного сигналів, що відображає характерні властивості фазових процесів.

Дослідження такого роду передбачають можливість зіставлення різнотипних сигналів, отриманих за допомогою вимірювальних каналів, спроектованих окремо для кожного типу досліджуваних ЕфС. Відмінності АЧХ і ФЧХ цих вимірювальних каналів унеможливають адекватне зіставлення досліджуваних сигналів без подальшої складної цифрової обробки.

На підставі дослідження відомих методів обробки ЕфС встановлено, що ряд однотипних медичних приладів має ненормовану фазочастотну характеристику. Це робить неможливим зіставлення результатів вимірювань отриманих різними приладами. Алгоритм приведення перехідних характеристик вимірювальних каналів до якої-небудь стандартної характеристики за допомогою методів спектрального аналізу вимагає застосування цифрової фільтрації з використанням вагових вікон. Стратегія вибору вагового вікна зазвичай базується лише на частотному поданні сигналу і не має критеріїв оптимальності, що базуються на вимозі до мінімізації викривлень форми сигналу.

Виходячи з аналізу структури діагностичних ІВС і принципів побудови багатоканальних цифрових електрокардіографів, виділено основні недоліки й обмеження існуючих систем електрофізіологічних досліджень, що роблять зіставлення результатів вимірювань складним. Цим обумовлена необхідність розробки нової концепції проектування медико-діагностичних КІВС ЕфС на основі модульної структури й уніфікації аналогової частини вимірювальних каналів, а також широкого використання подальшої цифрової обробки.

**Другий розділ** «Розробка структури вимірювального каналу КІВС електрофізіологічних сигналів» містить розробку методики апостеріорного цифрового відновлення вимірювальних сигналів. Структурна схема кожного вимірювального каналу КІВС ЕфС (рис. 2), містить датчик ( $D_i$ ) у вигляді електрода, перетворювач сигналу ( $ПС_i$ ) – підсилювач ЕфС з фільтром і мікропроцесорний модуль (МПМ), до складу

якого входить ряд елементів в інтегральному виконанні: мультиплексор, пристрій вибірки та зберігання, АЦП і власне мікропроцесор керування процесом виміру.

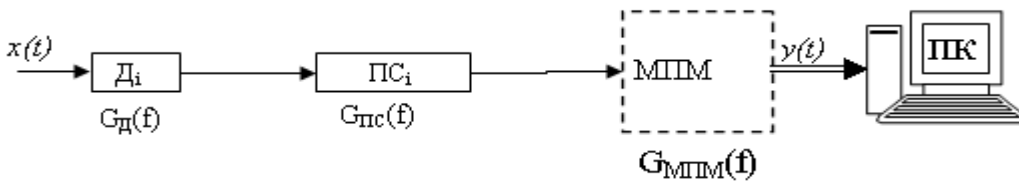


Рис. 2. Структурна схема  $i$ -го вимірювального каналу.

У науці й техніці широко застосовують поняття лінійної системи (лінійного приладу). Перетворювачі, що розробляються для реальних приладів, також з достатнім рівнем точності можна вважати лінійними, тоді система має властивість суперпозиції сигналів, і спектр вихідного сигналу  $y(t)$  вимірювального каналу можна представити:

$$y(t) = \int_{-\infty}^t x(t')h(t-t')dt',$$

де  $h(t)$  – імпульсна перехідна характеристика приладу,  $x(t)$  – сигнал, що надходить на вхід каналу.

Цей інтеграл згортки, і може бути представлений у вигляді  $y(t) = x(t) * h(t)$ , а після перетворення Фур'є отримаємо

$$Y(\omega) = X(\omega) \cdot H(\omega),$$

де  $Y(\omega)$ ,  $H(\omega)$ ,  $X(\omega)$  – фур'є-образи функцій  $y(t)$ ,  $h(t)$  і  $x(t)$ , тобто відповідно спектру відгуку, передавальна функція системи і спектр вхідного сигналу. Тоді  $X(\omega) = Y(\omega)/H(\omega)$ , звідки зворотним перетворенням Фур'є отримаємо  $x(t)$ . Для корекції викривлень, що вносяться вимірювальним каналом, буде потрібен фільтр-коректор з передавальною функцією  $H_k(\omega) = 1/H(\omega)$ . Вимірювальні прилади розробляються таким чином, що  $H(\omega) \rightarrow 0$  поза частотним діапазоном сигналу, тому корекцію роблять у діапазоні частот, обмеженому частотними характеристиками сигналу.

Під час використання цифрової обробки, що ґрунтується на дискретному перетворенні Фур'є, в умовах роботи з вибіркою відносно малих розмірів досить гостро може стояти проблема крайових викривлень сигналу, що обробляється (ефект Гіббса). Найбільш універсальним шляхом вирішення цієї проблеми є використання вагових функцій (вікон). На сьогодні відомі десятки різноманітних за ефективністю вагових функцій, а задача вибору оптимального вікна для конкретного завдання вирішується щоразу окремо.

На підставі властивостей методів цифрової обробки сигналів на основі дискретного перетворення Фур'є, що мають найбільш широке поширення в області перетворення ЕФС та особливостей, притаманних самим сигналам цього типу, а також, враховуючи специфіку проведення медико-діагностичних досліджень, можна запропонувати наступний алгоритм відновлення ЕФС.

1. Визначення передавальної функції кожного вимірювального каналу  $H(\omega)$ . Це можна здійснити двома способами: вимірюванням або обчисленням. Вимір передавальної функції вимірювального каналу – завдання складне і вимагає застосування

спеціального обладнання. Такий шлях може бути виправданий тільки у разі застосування вимірювального каналу складної структури, наприклад, який містить фільтри високих порядків, специфічні підсилювачі і т.п. Крім того, підвищені вимоги до стабільності номіналів компонентів схеми в цьому випадку дають підставу припускати необхідність періодичного контролю  $H(\omega)$ .

2. Обчислення передавальної функції коригувального фільтра. Якщо для подальшої обробки передбачається пряма згортка в часовій області, то обчислюється імпульсна характеристика (зворотне перетворення Фур'є від  $1/H(\omega)$ ).

3. Множення сигналу, отриманого за допомогою  $i$ -го вимірювального каналу  $x_i(t)$ , на функцію вагового вікна для зменшення крайових викривлень.

4. Здійснення фільтрації для відновлення сигналу (якщо потрібно зменшити розбіжність у передатних функціях вимірювальних каналів ЕФС різних типів).

5. Здійснення фільтрації для виділення частотної смуги корисного сигналу у відповідності до його типу та специфіки цифровим фільтром високого порядку.

6. Відображення результату фільтрації у зворотному порядку, повторна фільтрація з метою усунення викривлень, пов'язаних з нелінійністю ФЧХ використаного цифрового фільтра високого порядку, і відновлення початкового порядку значень.

7. Ділення на функцію вагового вікна.

Дослідження впливу АФЧХ вимірювального каналу на форму сигналу проведено за допомогою математичного моделювання. Тестовий сигнал, що моделює вхідний вплив на вимірювальний канал, містив 10 гармонік рівної амплітуди, рівномірно розміщених у смузі, відповідній корисній смузі сигналу, при цьому їх частоти відповідають частотам розкладення в ряд Фур'є (рис. 3).

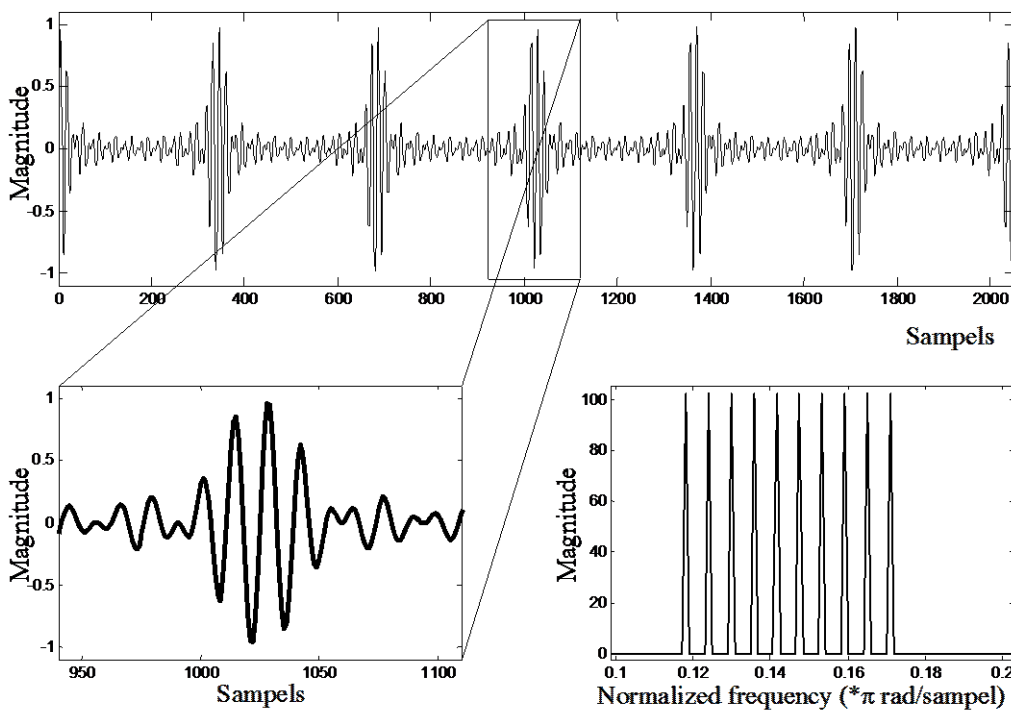


Рис. 3. Тестовий сигнал  $x(t)$  для дослідження впливу АФЧХ каналу та його спектр.

Обрання кількості точок в оброблюваній послідовності  $n$  як ступінь числа 2 ( $n=2^{11}=2048$ ) дозволить застосувати алгоритм швидкого перетворення Фур'є. Кіль-



кість і частоти гармонік доберемо так, щоб гармоніки утворювали досить широкую смугу сигналу, розташовану в області 0,1-0,2 частоти Найквіста.

У якості моделі вимірювального каналу використано смуговий цифровий еліптичний фільтр 8-го порядку. АЧХ і ФЧХ спроектованого фільтра в смузі змодельованого сигналу наведено на рис. 4.

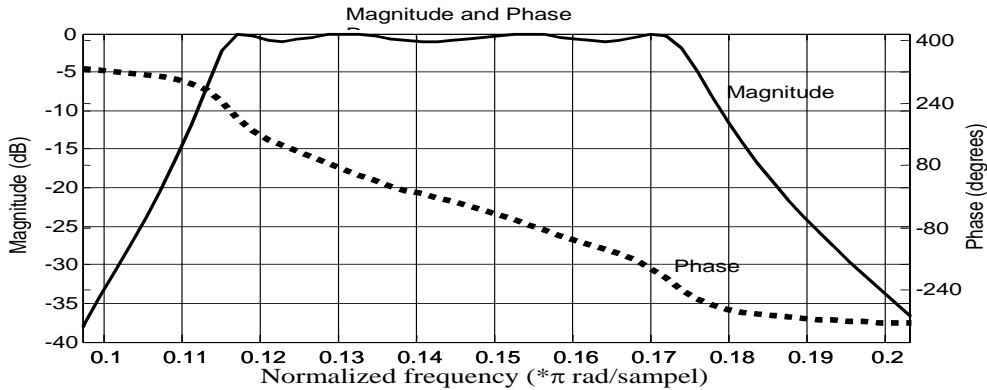


Рис. 4. АЧХ і ФЧХ фільтра-моделі в смузі змодельованого сигналу.

Форма сигналу, що піддається процедурі фільтрації фільтром-моделлю  $y(t)$ , значно відрізняється від вихідного сигналу, незважаючи на якісну АЧХ фільтра. Форма сигналу після повторної фільтрації у зворотному напрямку  $y_k(t)$  з метою усунення впливу ФЧХ практично збігається з формою  $x(t)$  (рис. 5).

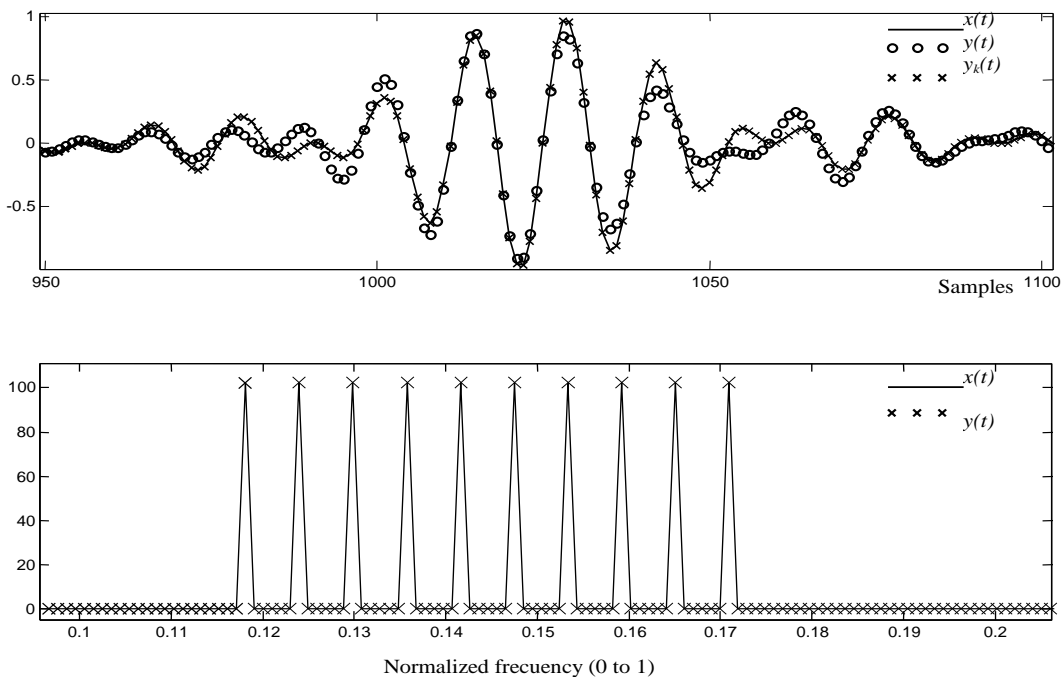


Рис. 5. Форма вхідного тестового сигналу  $x(t)$ , вихідного сигналу  $y(t)$ , скоригованого сигналу  $y_k(t)$  та їхній амплітудний спектр.

Таким чином, відмінність форм вхідного сигналу  $x(t)$  і сигналу після обробки фільтром-моделлю (вихідного сигналу)  $y(t)$  пояснюється більшою мірою нелінійністю ФЧХ моделі вимірювального каналу.

Аналіз результатів математичного моделювання засвідчив, що застосування активних фільтрів високого порядку з рівномірною АЧХ призводить до появи у

складі вимірювального каналу ланки з істотно нелінійною ФЧХ, яка є причиною значного викривлення форми вимірювального сигналу.

Проведено дослідження на прикладі реального електрофізіологічного сигналу для оцінки значущості фазових викривлень у аналізі діагностично значущих параметрів. В якості реального сигналу використано хвилинні записи електрокардіограм. Фільтром, що імітує аналогові фільтри високого порядку, використаний такий самий еліптичний фільтр, як і в попередньому дослідженні. Для оцінки впливу фазових викривлень зіставлені характерні ділянки кардіограм без фільтрації, з фільтрацією і з фільтрацією, повторно проведеною над сигналом у зворотному напрямку. Останній сигнал легко отримати при ЦОС, при цьому вплив нелінійності фазової характеристики зводиться до мінімуму, проте усунути фазові викривлення таким методом за допомогою аналогових фільтрів досить важко. Порівняння цих трьох сигналів надасть уявлення про ступінь впливу ФЧХ на діагностичні параметри ЕКГ сигналу.

Нижня і верхня частоти смуги пропускання смугового еліптичного фільтра 6-го порядку для дослідження обрані таким чином, щоб вмещувати весь спектр корисного сигналу і вносити мінімальний вклад у викривлення форми. На досліджуваних ділянках ЕКГ представлені легко впізнавані характерні для ЕКГ ділянки, що містять QRS комплекс та інші зубці й хвилі, форма, розмір, тривалість і взаємне розташування яких є основними параметрами в діагностиці серцевої діяльності. На рис. 6 помітно значне викривлення амплітуди і тривалості зубця Q і сегмента ST, яке добре усувається повторною зворотною фільтрацією, що свідчить про фазовий характер викривлення в цій частині ЕКГ сигналу.

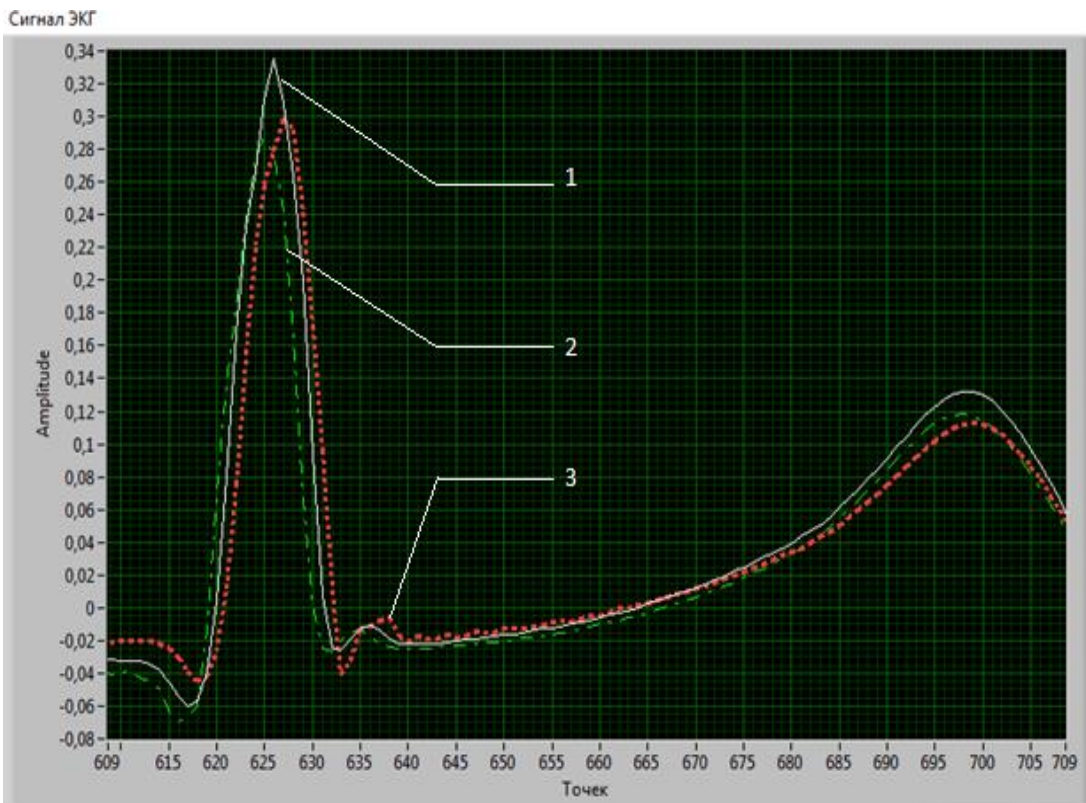


Рис. 6.  
Дослідження  
реального  
ЕКГ сигналу:  
1 – вихідний  
сигнал,  
2 – сигнал пі-  
сля фільтрації  
з фазовою ко-  
реекцією,  
3 – сигнал пі-  
сля фільтра  
без корекції.

Викривлення, пов'язані з нелінійністю фазової характеристики фільтрів щодо високого порядку (до 6), що мають застосування у вимірювальних каналах ІВС еле-

ктрофізіологічних сигналів, здатні викликати викривлення елементів форми цих сигналів, важливих для медичної діагностики, що, у свою чергу, призводить до помилкового діагнозу.

Цифрова обробка сигналу за допомогою сучасних обчислювальних засобів забезпечує ефективну корекцію як амплітудних, так і фазових викривлень сигналу. Відновлений сигнал може бути підданий цифровій фільтрації, за якої відсутня проблема фазових викривлень і жорстке обмеження порядку фільтра.

Застосування запропонованого методу відновлення спільно з процедурою вимірювання власних АФЧХ приладу дозволить проектувати універсальні ІВС з непотійним складом вимірювального тракту (тобто застосовувати для вимірів в одній ІВС різні електроди, підсилювачі, фільтри, не побоюючись негативних наслідків зміни передавальної функції ІВС).

**Третій розділ** «Розробка методики мінімізації крайових ефектів під час цифрової обробки електрофізіологічних сигналів» присвячено дослідженню крайових ефектів і методів їх зменшення. Процедура цифрової обробки вимірювального сигналу, заснована на перетворенні Фур'є (ПФ), потребує множення сигналу  $x(t)$  на вагове вікно  $G(i)$ , переведення сигналу з часової області  $x_G(t)$  до частотної  $X_G(\omega)$  за допомогою ПФ, необхідну цифрову обробку сигналу (ЦОС) у частотній області  $Y_G(\omega)$  (власне цифрова фільтрація), зворотне переведення до часової області  $y_G(t)$  за допомогою зворотного ПФ (ЗПФ) і ділення на вагову функцію  $y(t)$  (рис 7.).

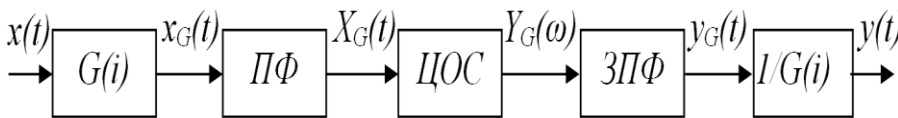


Рис. 7. Блок-схема ЦОС вимірювального сигналу, що ґрунтується на ПФ.

Тоді за відсутності ЦОС оцінити вплив крайових ефектів можна за допомогою абсолютної похибки сигналу:  $\Delta x(t) = |y(t) - x(t)|$  (рис. 8).

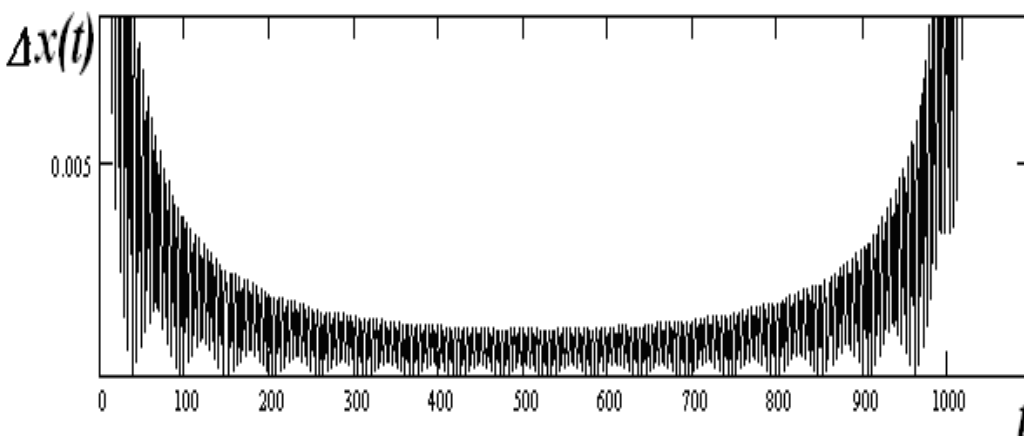


Рис. 8. Абсолютна похибка відновленого сигналу.

Методика оцінки впливу крайових ефектів на форму сигналу припускає вибір одного з видів віконної функції, на яку у процесі дослідження спочатку множиться, а після прямого і зворотного ПФ ділиться реалізація сигналу. Також передбачається можливість задати необхідну допустиму похибку сигналу, для якої визначаються

основні показники ефективності мінімізації крайових ефектів даним вікном. Такими показниками виступають кількість точок, похибка в яких перевищила задану, і середнє значення абсолютної похибки для всієї реалізації сигналу. Зовнішній вигляд інтерфейсу програми, що реалізує методику дослідження крайових ефектів в платформі графічної розробки систем моделювання LabVIEW® (National Instruments), дозволяє змінювати параметри дослідження і відображає основні результати: форму тестового сигналу до і після ПФ, форму обраного вагового вікна та обвідну абсолютної похибки, викликані крайовими ефектами (рис. 9).

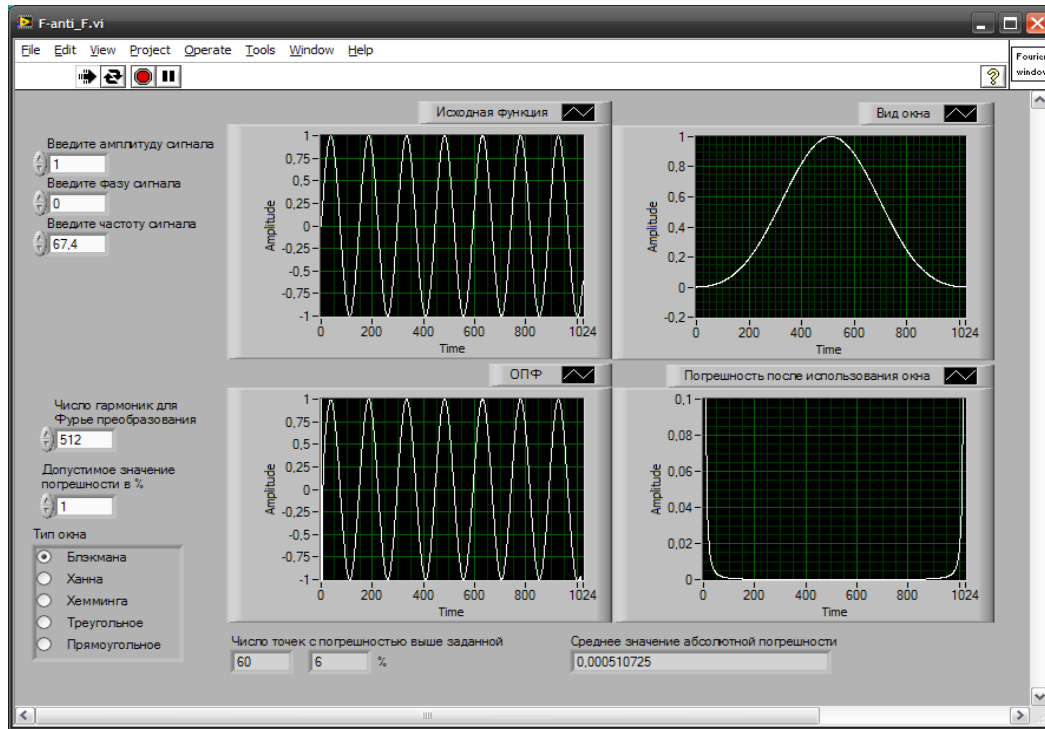


Рис. 9. Результати дослідження ефекту Гіббса у програмі реалізованій в платформі графічної розробки систем моделювання LabVIEW.

Така похибка концентрується на початку і наприкінці реалізації, монотонно спадаючи до її центру. Основною метою мінімізації крайових ефектів для ЕФС є зменшення розміру ділянки сигналу, на якому похибка перевищує задане допустиме значення  $\Delta_{don}$ . Така ділянка складається з двох частин, які розташовуються в крайових зонах реалізації на початку ( $KZ_1$ ) і наприкінці ( $KZ_2$ ) (рис. 10).

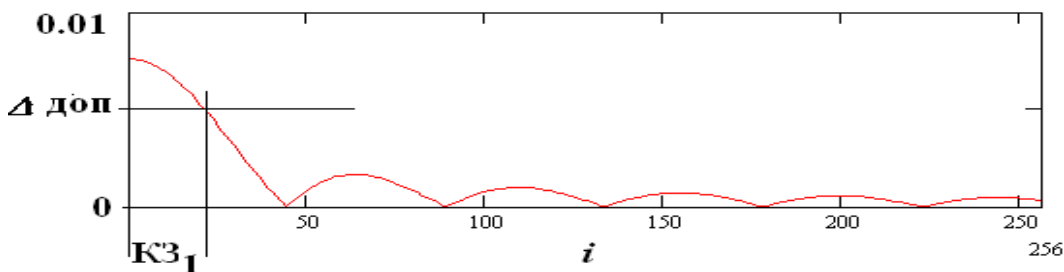


Рис. 10. Виділення крайової зони  $KZ_1$  по лівому краю абсолютної похибки вибірки.

Оскільки викривлення відновленого сигналу переважно локалізовані на краях, критерієм оцінки ефективності мінімізації крайових ефектів під час цифрової обробки ЕФС візьмемо відносний розмір крайової зони, визначений для заданої допустимої похибки  $\Delta_{don}$ :

$$BPK3(\Delta_{don}) = \frac{K3_1(\Delta_{don}) + K3_2(\Delta_{don})}{m} \cdot 100\% \xrightarrow{\Delta_{don}} \min ,$$

де  $K3_1(\Delta_{don})$  и  $K3_2(\Delta_{don})$  – розміри ділянок на передньому і задньому краях реалізації, в яких похибка від ефекту Гіббса перевищує допустиму ( $\Delta_{don}$ ),  $m$  – довжина реалізації.

Оскільки похибка відновлення сигналу не обмежується виключно крайовою зоною, додатковою оцінкою якості відновлення сигналу візьмемо середнє значення модуля абсолютної похибки поза крайовою зоною:  $|\Delta x_{cp}(t)|$ . Обчислення і застосування цієї величини виправдано тільки в тому випадку, коли основний критерій ( $BPK3(\Delta_{don})$ ) для двох порівнюваних методів має незначну відмінність і потрібний додатковий аргумент для обрання найкращого методу.

За допомогою розробленої методики оцінюється втрата інформації сигналу під час ЦОС у разі застосування віконної мінімізації та без неї. Залежності кількісних оцінок ефективності вікон за різних значень параметрів  $\alpha$  – для вікна Гауса і  $\beta$  – для вікна Кайзера наведено на рис. 11.

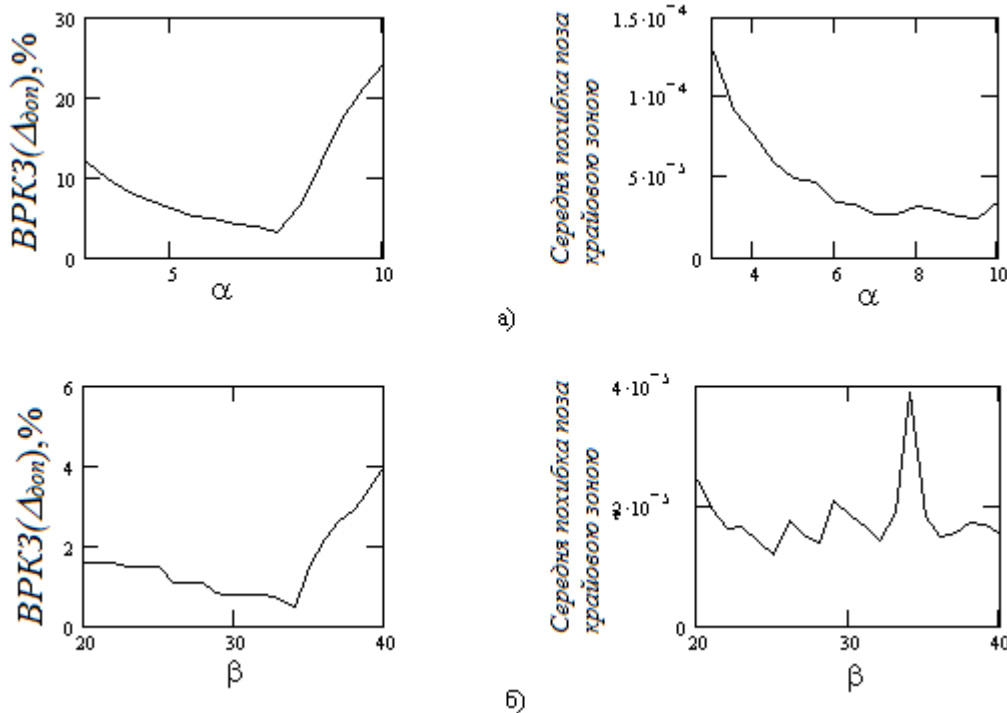


Рис. 11. Залежність кількісних оцінок ефективності вікна за різних значень параметра ( $\alpha$  – для вікна Гауса,  $\beta$  – для вікна Кайзера).

Як видно з рис. 11, оптимальними в сенсі ефективності мінімізації ефекта Гіббса є вікна Гауса з параметром  $\alpha = 8$  і вікно Кайзера з параметром  $\beta = 34$ .

За допомогою розробленої методики оцінено втрату інформації сигналу під час ЦОС у разі застосування віконної мінімізації та без неї. Втрата інформації чисельно відповідає розміру ділянки реалізації сигналу з похибкою, що перевищує допустиму. Величина  $\Delta_{don}$  визначається вимогами використовуваних надалі методів аналізу та діагностики і може відповідати, наприклад, молодшому розряду АЦП.

Аналізуючи результати дослідження, можна стверджувати, що мінімізація крайових ефектів за допомогою вагового вікна Кайзера з параметром  $\beta = 34$  (оптимальне значення, визначене в ході проведених досліджень на основі запропоновано-

го методу оцінки) є найбільш ефективною. Проте його ефективність досить сильно залежить від типу крайового розриву, а похибка поза крайовою зоною може бути вище, ніж за використання вікон Ханна і Блекмана.

**Четвертий розділ** «Розробка комп'ютеризованої ІВС електрофізіологічних сигналів і оцінка її ефективності» містить розробку модульної структури комп'ютеризованої ІВС. За допомогою представленої на рис. 12 схеми можна обчислити як стандартні 12 відведень ЕКГ, так і отримати сигнали реографічного, енцефалографічного та інших електрофізіологічних досліджень.

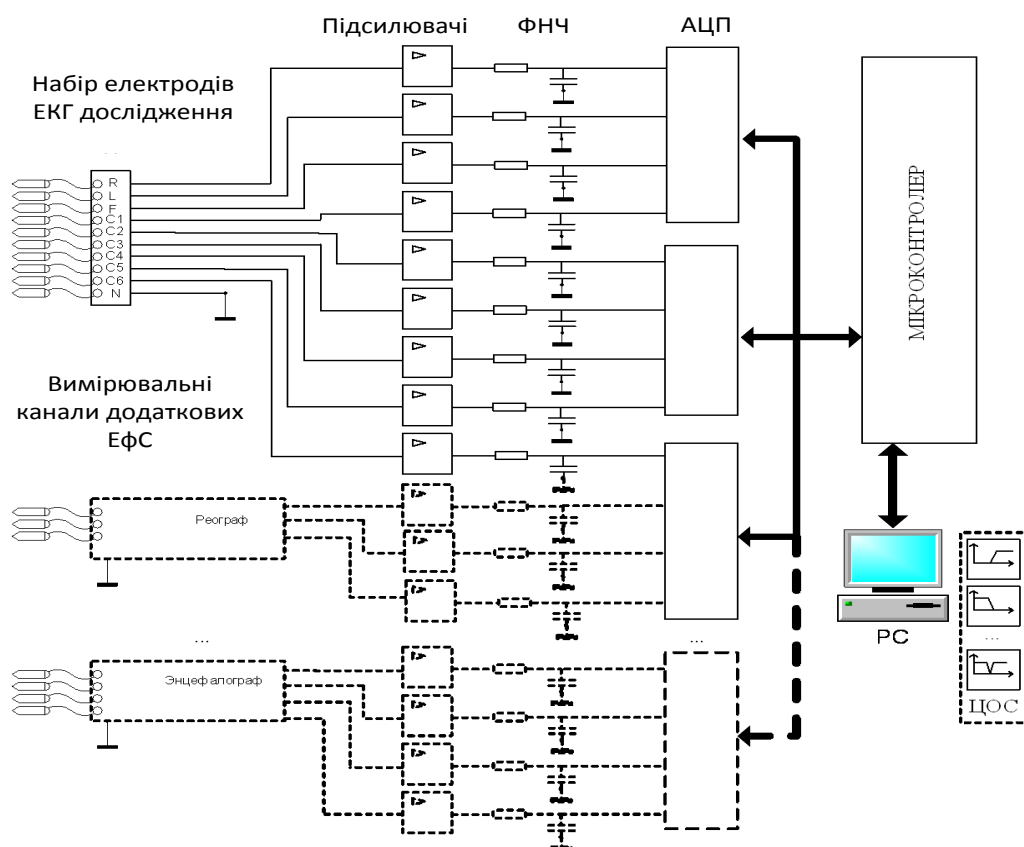


Рис. 12. Структурна схема модульної КІВС ЕФС.

Наведена схема має модульну структуру і реалізує принцип єдності конструкції всіх вимірювальних каналів за рахунок виключення з їх складу блоків, характерних для конкретного виду електрофізіологічних сигналів (зокрема складних фільтрів високого порядку). З метою забезпечення охоплення загального відповідного динамічного діапазону всього комплексу контрольованих ЕФС застосовані високорозрядні АЦП. При цьому забезпечується можливість оператору самому визначати необхідні для знімання електроди. Структура розробленої комп'ютеризованої ІВС і універсальність застосовуваних технічних прийомів спільно з широкими можливостями порівняно швидкої модернізації програмного забезпечення системи дозволяють легко модифікувати структуру КІВС під поточні завдання медичного і науководослідного плану. З ростом числа каналів істотно знижуються питомі витрати для отримання кожного нового відведення за загальної високої надійності. Таким чином підвищується загальна ефективність КІВС.

Під час проектування КІВС на основі алгоритму апостеріорного цифрового відновлення сигналів з'являється можливість повністю відмовитися від аналогових

ФВЧ з високостабільними конденсаторами. Набір якісних цифрових ФВЧ реалізується програмним способом або робота ведеться з нульовою нижньою частотою, що властиво приладам для наукових досліджень. До складу уніфікованого вимірювального каналу входить підсилювач і ФНЧ, з параметрами, що охоплюють весь спектр ЕФС, а проблема розширення динамічного діапазону вирішується застосуванням АЦП з великою розрядністю.

Подальша цифрова обробка сигналу будується на базі перетворення Фур'є, і за умови малих обсягів вибірки вплив крайових ефектів на форму сигналу може бути значним. Виходячи з властивостей ефекту Гіббса, можна припустити, що ступінь викривлення сигналу залежатиме від кількості точок у реалізації та характеру розриву між першою і останньою точками вибірки. І якщо залежність від обсягу вибірки зрозуміла і однозначна, то вплив характеру розриву мало досліджено. Без розкриття цього питання буде неможливо досліджувати й оцінювати ступінь викривлення сигналу й ефективність методів зменшення крайових ефектів. Дробове число періодів сигналу у вибірці і різниця між значенням першої та останньої точки в ній у різних поєднаннях здатні викликати різний ступінь викривлення сигналу на краях.

Найбільш вдалим з точки зору мінімізації ефекту Гіббса є окремий і малоймовірний в реальності випадок, коли у вимірній вибірці вміщується ціле число періодів сигналу. Тут відсутні причини появи крайових ефектів і теоретично вони зовсім не повинні мати місця. У розробленій моделі можна підібрати частоту тестового сигналу так, що в досліджуваній 1024-точковій вибірці буде ціле число періодів. Щоб дослідити поведінку крайових ефектів за всіх можливих поєднаннях розриву між першою і останньою точками реалізації, досить збільшувати частоту з деяким кроком до тих пір, поки вона не стане такою, щоб у тестовій вибірці знову вміщувалося ціле число періодів, але на один більше, ніж спочатку. При цьому кожен раз при збільшенні частоти у вибірці буде міститися періодів:

$$N' = N + \frac{n}{2\pi},$$

де  $N$  – початкове число періодів,

$n$  – дробність періоду, тобто, частина додаткового періоду в градусах.

Таким чином, за дробності  $n = 0$  і  $n = 2\pi$  тестова вибірка буде містити ціле число періодів, а при  $n = \pi$  число періодів буде дробовим, але значення першої та останньої точки тестової реалізації (моногармонічний сигнал) збігатимуться.

Проведено дослідження з наступними параметрами: початкове значення частоти 88,0 Гц, кінцеве 97,8 Гц, крок зміни частоти 0,2 Гц, що буде відповідати 50 послідовним додаткам до цілого числа періодів ділянки відповідного  $7,2^\circ$ . Розроблена програма дозволяє провести дослідження як без віконного перетворення, так і з використанням декількох поширених вагових віконних функцій. Це дає можливість відразу оцінювати їхню ефективність з точки зору мінімізації ефекту Гіббса при різних типах розриву між першою і останньою точкою реалізації сигналу.

Розроблений і реалізований в платформі графічної розробки систем моделювання метод оцінки методичної похибки дискретного ПФ, зумовлений ефектом Гіббса, дозволяє обґрунтувати і сформулювати необхідний обсяг вибірки при заданій

розрядності АЦП в КІВС, вибрати найбільш ефективний метод мінімізації даної методичної похибки, а також оцінити кількість точок, похибка в яких перевищуватиме необхідну. Дослідження проведене для допустимої похибки, що відповідає молодшому розряду 10 і 12-розрядних АЦП (рис. 13, 14).

Тут тільки при використанні вагового вікна Блекмана розмір крайової зони не досягає 100% навіть у найгіршому випадку ( $n=\pi=180^\circ$ ). Але максимальне значення крайової зони в 67% від обсягу вибірки робить таке вимірювання неефективним. Без застосування кращих способів мінімізації ефекту Гіббса для  $\Delta_{don}$ , що відповідає молодшому розряду 12-розрядного АЦП обсяг вибірки має бути більшим.

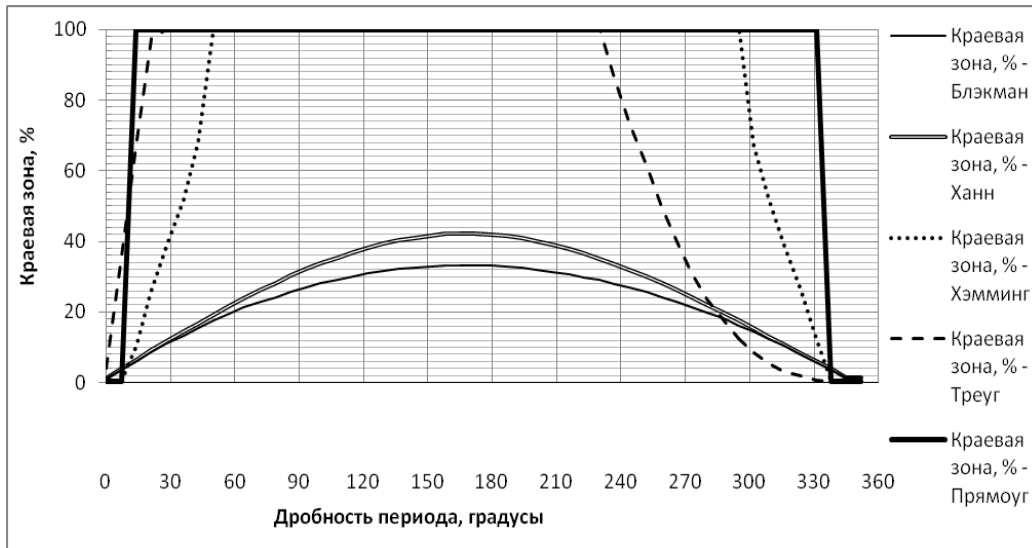


Рис. 13. Залежність величини крайової зони від характеру розриву тестової вибірки і ефективність застосування вагових вікон для 10-розрядного АЦП.

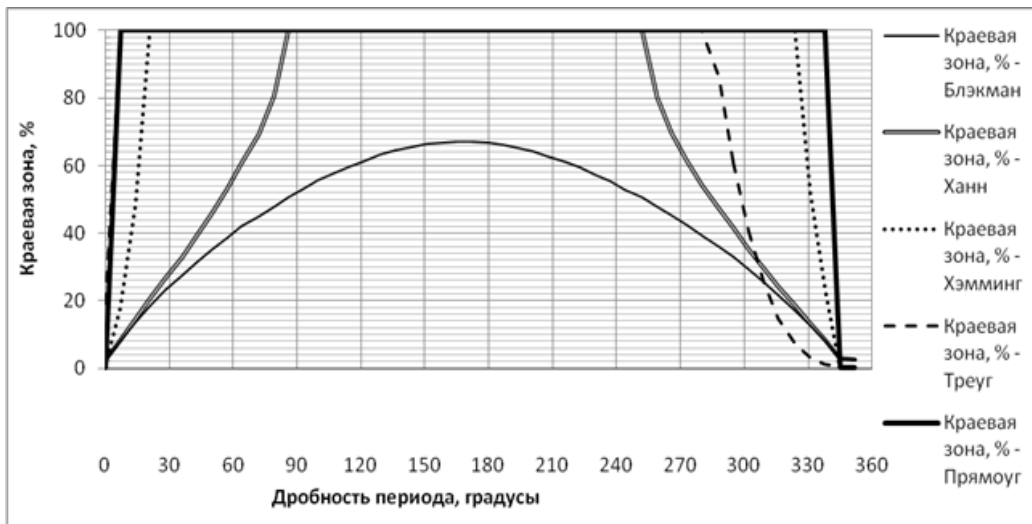


Рис. 14. Залежність величини крайової зони від характеру розриву тестової вибірки і ефективність застосування вагових вікон для 12-розрядного АЦП.

Отримані в результаті моделювання дані мають ряд важливих особливостей.

1. Ділянка, на якій методична похибка від ефекту Гіббса перевищує величину молодшого розряду АЦП (крайова зона) залежить від дробності періоду  $n$ , монотонно наростаючи від 0 при цілому числі періодів у вибірці до свого максимуму, який спостерігається при кількості періодів  $N'=N+0.5$ , де  $N$  – ціле.

2. Найбільший розмір крайової зони відповідає випадку, коли віконні методи не застосовувалися, при цьому розмір крайової зони досягав 100% уже за незначної дробності числа періодів.



3. Найбільшу ефективність із методів, що застосовувалися в дослідженнях, має метод на основі вікна Блекмана, при цьому для найгіршого випадку при  $n=\pi=180^\circ$  розмір крайової зони склав 33,2%;

4. При невеликій дробності  $n=288^\circ\div 360^\circ$  трикутне вікно має ефективність вище, ніж у вікна Блекмана.

5. Характер отриманих залежностей несиметричний щодо дробності  $n=\pi=180^\circ$ , менші значення крайової зони для всіх дослідів спостерігаються при більшому на одиницю числі періодів, що містяться у вибірці, де  $n=\pi\div 2\pi=180^\circ\div 360^\circ$ , що особливо яскраво виявляється для трикутного вагового вікна.

## ВИСНОВКИ

У дисертації надано вирішення актуальної науково-технічної задачі, що полягає у підвищенні ефективності комп'ютеризованої інформаційно-вимірювальної системи електрофізіологічних сигналів для комплексних медико-діагностичних досліджень. Основні наукові та практичні результати роботи полягають у наступному.

1. Аналіз особливостей електрофізіологічних сигналів виявив спільність діапазонів їхніх основних параметрів, що визначило можливість уніфікації каналів вимірювання. Різноманітність і зростання складності методів дослідження електрофізіологічних сигналів визначили потребу у створенні комп'ютеризованої ІВС із структурою, що забезпечує можливість урахування особливостей кожного сигналу і повноцінну функціональність набору застосовуваних методів їх дослідження.

2. Дослідження й аналіз особливостей амплітудних і фазових викривлень електрофізіологічних сигналів у вимірювальному каналі КІВС з урахуванням специфіки методів їхньої обробки в медичній діагностиці виявив істотний вплив фазочастотних викривлень на значення обчислюваних показників. Необхідність індивідуальної амплітудної та фазової корекції характеристик всіх каналів КІВС обумовлює їхню уніфікацію й обов'язкову подальшу цифрову обробку ЕФС з урахуванням виділеної специфіки їхніх параметрів і особливостей методик дослідження.

3. Запропоновано модифіковану методику цифрового відновлення ЕФС, що дозволяє коригувати передавальні характеристики кожного вимірювального каналу КІВС. При цьому розміри оброблюваної вибірки обмежені як специфікою медичного діагностичного дослідження, так і вимогою до зменшення часу обробки даних. У таких умовах особлива роль у формуванні похибки комп'ютеризованої ІВС належить урахуванню крайових ефектів (ефект Гіббса) під час цифрової обробки.

4. Запропонований критерій оцінки ефективності мінімізації крайових ефектів під час цифрової обробки ЕФС заснований на аналізі часового подання сигналу і враховує розмір викривленої частини вибірки. Запропонована методика дозволяє не тільки вибрати найбільш ефективний з відомих метод мінімізації крайових ефектів, а й оптимізувати часові витрати на обчислення, не знижуючи їхньої точності нижче допустимої шляхом визначення мінімального необхідного розміру вибірки.

5. Запропоновано концепцію побудови модульної структури КІВС електрофізіологічних сигналів, в основу якої покладено такі принципи:

– єдність конструкції всіх вимірювальних каналів за рахунок виключення з їхнього складу блоків, характерних для конкретного виду ЕФС;

– передача максимального числа функцій перетворення вимірювальних сигналів в область подальшої цифрової обробки;

– використання високорозрядних АЦП з метою забезпечення охоплення загального необхідного динамічного діапазону всього комплексу контрольованих ЕФС з урахуванням перешкод у кожному з каналів.

6. Розроблена методика оцінки втрат інформації від ефекту Гіббса після застосування віконної мінімізації дозволяє обґрунтувати і сформулювати параметри вибірки, яка піддається подальшій цифровій обробці в КІВС. Розроблений і реалізований в середовищі LabVIEW метод оцінки методичної похибки ДПФ, обумовленої ефектом Гіббса, засвідчив, що для КІВС на основі 10-розрядного АЦП при обсязі вибірки 1024, методична похибка цифрової обробки сигналу, перевищує значення найменшого розряду АЦП (0.98%) і тому виникає необхідність у пошуку і застосуванні найбільш ефективного методу її зменшення. Найбільш ефективним методом зменшення методичної похибки є метод на основі вікна Блекмана, який забезпечує максимальне значення крайової зони близько 33% від обсягу вибірки для 10-розрядного АЦП і близько 67% для 12-розрядного АЦП.

7. Результати дисертаційної роботи знайшли відображення в наукових дослідженнях кафедри патологічної фізіології Тернопільського державного медичного університету ім. І.Я. Горбачевського (м. Тернопіль), застосовуються в реографічному контролі рухових функцій опорно-рухового апарату, в клінічній практиці КП «Клініка квантової медицини» (м. Костянтинівка), при клінічній діагностиці Тернопільської комунальної міської лікарні № 2, впроваджені в тематиці науководослідницького напрямку кафедри електронної техніки ДВНЗ «Донецький національний технічний університет»: Н-11-11 "Підвищення ефективності приладів і систем" (№ держреєстрації 0111U007025), і НДР № Г-22-03: «Розробити методологію побудова аналітичних приладів и ІВС низькоамплітудних технологічних и біомедичних параметрів». (№ держреєстрації 0103U001262), а також використовуються в навчальному процесі під час виконання дипломного та курсового проектування з дисциплін «САПР», «Проектування НАП» та ін.

## **СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ:**

1. Штепа А.А. Методика оценки скоростной эффективности поблочной цифровой фильтрации реографического сигнала / А.А. Штепа, Н.И. Чичикало // Наукові праці Донецького національного технічного університету. Серія: Обчислювальна техніка та автоматизація. – 2003. – Вип. 58. – С 136–142.

2. Штепа А.А. Алгоритм апостериорной цифровой коррекции АФЧХ низкочастотных каналов ИИС / А.А. Штепа// Наукові праці Донецького національного технічного університету. Серія: Обчислювальна техніка та автоматизація. – 2004. – Вип. 74. – С. 354–361.

3. Штепа А.А. Повышение эффективности цифровой обработки низкоамплитудных измерительных сигналов. / Н.И. Чичикало, А.А.Штепа // Восточно-европейский журнал передовых технологий. – 2004. – № 5 (11) – С.65–68.

4. Штепа А.А. Оптимизация цифровой обработки сигналов по малой выборке /

А.А. Штепа // Наукові праці Донецького національного технічного університету. Серія: Обчислювальна техніка та автоматизація. – 2005. – Вип. 88. – С. 164–167.

5. Штепа А.А. Анализ погрешностей аналоговой и цифровой подсистем сбора данных электрокардиографа / А.А. Штепа // Наукові праці Донецького національного технічного університету. Серія: Обчислювальна техніка та автоматизація. – 2006. – Вип. 106. – С. 201–206.

6. Штепа О.А. Інформаційно-вимірювальна система комплексного моніторингу медикодіагностичних досліджень / О.А. Штепа // Наукові праці Донецького національного технічного університету. Серія: Обчислювальна техніка та автоматизація. – 2007. – Вип. 13 (121). – С. 194–202.

7. Штепа О.А. Побудова вимірювальних діагностичних систем на базі вимірювального каналу з високорозрядним АЦП / О.А. Штепа // Вісник інженерної академії України. – 2008. – Вип. 2. – С. 118–121.

8. Штепа А.А. Моделирование и оценка погрешностей восстановления биомедицинских сигналов / А.А. Штепа, Н.И. Чичикало, Ю.В. Мироненко // Вісник інженерної академії України. – 2008. – Вип. 2. – С. 241–244.

9. Штепа А.А. Метод исследования и оценки методической погрешности цифровой обработки сигналов в измерительных каналах ИИС электрофизиологической диагностики / А.А. Штепа // Збірник наукових праць Донецького інституту залізничного транспорту Української державної академії залізничного транспорту. – Донецьк, 2012. – Вип. 32. – С. 110–116.

10. Штепа О.А. Структура універсальної мультисигнальної інформаційно-вимірювальної системи екологічного і медичного моніторингу / О.А. Штепа // Проблеми екології / [ Гол. ред. Мінаєв О.А.]. – Донецьк: ДонНТУ, 2004. – № 1–2. – С. 21–26.

11. Штепа А.А. Математический метод восстановления искаженных низкоамплитудных сигналов / А.А. Штепа, Н.И. Чичикало // Збірка доповідей I Міжнародної наукової конференції аспірантів та студентів «Охорона навколишнього середовища та раціональне використання природних ресурсів». 2002 р., Донецьк. – Донецьк: Рекламно-видавнична агенція ДонДТУ, 2002. – Т.1. – С. 165–166.

12. Чичикало Н.И. Вычислительные аспекты восстановления сигналов в медицинских автоматизированных системах диагностики / Н.И. Чичикало, А.А. Штепа // Матеріали міжнародної конференції з управління «Автоматика 2002». 2002 г., Донецьк. – Донецьк: ООО «Друк-инфо», 2002. – Т.1. – С. 92–94.

13. Штепа А.А. Оценка эффективности минимизации краевых эффектов при цифровой обработке биомедицинских сигналов / А.А. Штепа // Збірка наукових праць III науково-технічної конференції «Приладобудування 2004: стан і перспективи», 20–21 квітня 2004 р., Київ. – Київ: ПБФ НТУУ «КПІ», 2004. – С. 175–176.

14. Штепа А.А. Методы повышения точности комплексной диагностики в области медицинских исследований / А.А. Штепа, Н.И. Чичикало // Матеріали міжнародної науково-практичної конференції «Екологічні проблеми промислових мегаполісів». 2004 г., Донецьк. – Донецьк: ООО «Лебедь», 2004. – Т.2. – С. 213–218.

15. Штепа А.А. Построение измерительных диагностических систем на основе измерительного канала с высокоразрядным АЦП / А.А. Штепа // Збірник тез Першої міжнародної науково-практичної конференції «Інтегровані інтелектуальні робото-технічні комплекси (ПРТК-2008)», 19–23 травня 2008 р., Київ. – Київ: НАУ, 2008. – С. 64–66.

16. Штепа А.А. Структура информационно-измерительной системы низкоамплитудных параметров для комплексной медицинской диагностики / А.А. Штепа // Збірник тез доповідей міжвідомчої науково-практичної конференції «Сучасні проблеми захисту інформації з обмеженим доступом». 20–21 листопада 2008 р., Київ. – К.: Інститут інформаційно-діагностичних систем НАУ, 2008. – С. 98–99.

У роботах, що написані у співавторстві, здобувачеві належить: [1] – розроблено методику попередньої оцінки швидкісної ефективності поблочної цифрової фільтрації реографічного сигналу на початкових етапах проектування; [3] – розроблено і обґрунтовано метод оцінки ефективності мінімізації крайових ефектів під час цифрової обробки сигналів, методика підвищення ефективності мінімізації крайових ефектів за допомогою вагових функцій ("вікон"); [8] – розроблено методику моделювання і оцінки похибки відновлення сигналів; [11] – розроблено метод математичного відновлення сигналу на основі цифрової фільтрації за допомогою комп'ютера; [12] – запропоновано і обґрунтовано методику теоретичної оцінки обчислювальних витрат на реалізацію алгоритмів цифрової обробки сигналів на основі перетворення Фур'є; [14] – розроблено метод підвищення точності вимірювання в медико-діагностичних системах. Зазначені публікації повною мірою відображають основний зміст дисертації та її наукові положення, а також відповідають вимогам Атестаційної колегії Міністерства освіти і науки України.

## АНОТАЦІЯ

**Штепа А.А. Комп'ютеризована інформаційно-вимірювальна система електрофізіологічних сигналів. - Рукопис.**

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук зі спеціальності 05.13.05 – «Комп'ютерні системи та компоненти» – ДВНЗ «Донецький національний технічний університет», Донецьк, 2013.

У дисертації надано вирішення науково-технічної задачі, що полягає в розширенні функціональних можливостей комп'ютеризованої інформаційно-вимірювальної системи (КІВС) електрофізіологічних сигналів (ЕФС) за рахунок уніфікації структури вимірювальних каналів і підвищення точності шляхом корекції викривлень, що вносяться під час цифрової обробки. Запропонована модульна структура КІВС є єдиною структурою вимірювальних каналів, об'єднаною конструктивними та інформаційними зв'язками, що забезпечує підвищену точність і ефективність за рахунок цифрової обробки сигналів, яка враховує специфіку кожного фізіологічного параметра. Запропоновано критерій оцінки ефективності мінімізації крайових ефектів (ефект Гіббса), що заснований на аналізі форми сигналу у часовій області і враховує розмір викривленої частини вибірки. Розроблена методика оцінки втрат інформації від ефекту Гіббса дозволяє обґрунтувати параметри вибірки, яка піддається подальшій цифровій обробці в КІВС.

**Ключові слова:** інформаційно-вимірювальна система, електрофізіологічний сигнал, уніфікований вимірювальний канал, ефект Гіббса, вагова функція.

## АННОТАЦИЯ

**Штепа А.А. Компьютеризированная информационно-измерительная система электрофизиологических сигналов.** – Рукопись.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.13.05 – «Компьютерные системы и компоненты» – ГВУЗ «Донецкий национальный технический университет», Донецк, 2013.

В диссертации дано решение актуальной научно-технической задачи, заключающейся в расширении функциональных возможностей компьютеризированной информационно-измерительной системы электрофизиологических сигналов за счет унификации структуры измерительных каналов и повышения точности путем коррекции искажений, вносимых при цифровой обработке. В частности предложена модульная структура компьютеризированной информационно-измерительных системы (КИИС) электрофизиологических сигналов (ЭФС) с единой структурой измерительных каналов, объединенной конструктивными и информационными связями, обеспечивающая повышенную точность и эффективность за счет цифровой обработки сигналов, учитывающей специфику каждого физиологического параметра. В основе предложенной концепции построения модульной структуры КИИС лежит ряд принципов, обеспечивающих расширение функциональности и эффективности системы, а также получение сопоставимых, стабильных, воспроизводимых результатов совместных измерений разнотипных электрофизиологических параметров. Единство конструкции всех измерительных каналов за счет исключения из их состава блоков, характерных для конкретного вида электрофизиологических сигналов позволяет получить единую передаточную функцию и делает сопоставимыми результаты измерений всех исследуемых электрофизиологических сигналов. Использование высокоразрядных АЦП обеспечивает охват общего требуемого динамического диапазона всего комплекса контролируемых электрофизиологических параметров с учетом помех в каждом из каналов. Передача максимального числа функций преобразования измерительных сигналов в область последующей цифровой обработки позволяет гибко модернизировать систему, расширяя таким образом ее функциональность.

Для цифровой обработки сигналов на основе преобразования Фурье, имеющих наиболее широкое распространение в области преобразования ЭФС, предложен критерий оценки эффективности минимизации краевых эффектов (эффект Гиббса), основанный, в отличие от известных критериев, на анализе формы сигнала во временной области и учитывающий размер искаженной части выборки. Разработанная методика оценки потерь информации от эффекта Гиббса после применения оптимальной оконной минимизации позволяет обосновать и сформулировать оптимальные параметры выборки, подвергающейся последующей цифровой обработке в КИИС.

**Ключевые слова:** информационно-измерительная система, электрофизиологический сигнал, унифицированный измерительный канал, эффект Гиббса, весовая функция

**ABSTRACT**

**Shtepa A.A. Computerized information-measuring system of electrophysiological signals.** A manuscript.

The thesis for a candidate's degree in technical sciences on specialty 05.13.05 – «Computer systems and components». State Higher Educational Institution "Donetsk National Technical University", Donetsk, 2013.

The purpose of the thesis – to get the scientific and technical problems solution, which are to extend computerized information-measuring system functionality (CIMS) electrophysiological signals (EpfS) through the structure unification measuring channels and increase accuracy by correcting the distortions introduced during digital processing. Proposed modular structure of CIMS EpfS with uniform structure measuring channels, combined with constructive and data communication that provides improved accuracy and efficiency by digital signal processing, which takes into account each physiological parameter specifics. The efficiency criterion edge effects minimization (Gibbs effect), based on the waveform analysis in the time domain and takes into account the size of the distorted sample. The method estimates information loss because of Gibbs effect. It justifies parameters of the sample, which are further processed in CIMS.

**Keywords:** information-measuring system, electrophysiological signal, unified measurement channel, the effect of the Gibbs, the weight function.

Підп. до друку 26.09.2013 Формат 60x84/16.  
Папір офісний. Гарнітура Times New Roman  
Друк лазерний. Ум. друк. арк.: 0,9. Обл. вид. арк.: 1,0  
Тираж 100 прим. Замовлення № 45

---

Надруковано: Видавництво “Донецька політехніка”, ДонНТУ  
83001, м. Донецьк, вул. Артема, 58. Тел.: (062) 301-09-67