

**Можаровський Д.О.**

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

**Ямненко Ю.С.**

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

## ПЕРВИННА ОБРОБКА ТА ІДЕНТИФІКАЦІЯ БІОТЕЛЕМЕТРИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ З ДАТЧИКА ПУЛЬСУ

У статті досліджується первинна обробка часових характеристик пульсограм із використанням апаратної та програмної фільтрації з метою подальшої ідентифікації та порівняння з пульсограмами, що характеризують патологію серцево-судинної системи, на базі розрахунку середньоквадратичного відхилення.

**Ключові слова:** пульсограма, фільтрація сигналу, середньоквадратичне відхилення.

**Постановка проблеми.** Залучення сучасних заходів моніторингу фізіологічного стану людини є важливим для раннього виявлення порушень та вчасного діагностування захворювань. При цьому важливо правильно організувати отримання, обробку та розпізнавання інформації з біотелеметричних датчиків.

Процес аналізу даних із датчиків, їх подальша обробка та аналіз із метою визначення фізіологічного стану ускладнюються значним рівнем зашумленості та наявністю спотворень. Для розпізнавання корисної складової частини біомедичних сигналів використовуються методи фільтрації на апаратному та програмному рівнях.

Апаратна фільтрація передбачає застосування схемних рішень для виділення корисної компоненти сигналу у вибраній смузі частот при одночасному пригніченні шумів різної природи.

Задачами програмної фільтрації є, зокрема: 1) виділення періоду, 2) видалення сплесків, 3) оцінка рівня близькості досліджуваної характеристики з відомими характеристиками патологічних станів шляхом розрахунку середньоквадратичного відхилення (СКВ).

Для ідентифікації та розпізнавання біомедичного сигналу з метою виявлення відхилень у фізіологічному стані, що характеризується цим сигналом, необхідно порівняти його з відомими сигналами, які характеризують фізіологічно нормальний та патологічні стани. Таке порівняння відбувається на основі кореляційного аналізу значень у певних критичних точках за формою або за допомогою математичних мір подібності.

Отже, задача розробки методів аналізу біотелеметричних сигналів у системах моніторингу для

раннього виявлення патологій та відхилень у фізіологічному стані людини є актуальною.

**Аналіз останніх досліджень та публікацій.** Для обробки та аналізу біомедичної інформації використовуються біотелеметричні системи, які виконують такі функції:

- обробка та фільтрація сигналів із датчиків;
- передача даних до серверу медичного центру;
- аналіз отриманих результатів та передавання їх лікарю для використання при встановленні або уточненні діагнозу.

Розробці системи аналізу сигналів у складі біотелеметричного модулю присвячено публікацію [1], в якій наведено приклад реалізації вимірювального каналу частоти серцевих скорочень, структурну схему реалізації модулю, розглянуто рішення для апаратної та програмної фільтрації, проте відсутній порівняльний аналіз пульсограм із патологічними сигналами для проведення повноцінної діагностики.

**Постановка завдання.** Метою статті є розробка методу первинного аналізу сигналу пульсограм та порівняння з наявними сигналами, що характеризують нормальний стан та патологічні відхилення.



**Рис. 1.** Структурна схема біотелеметричного модуля

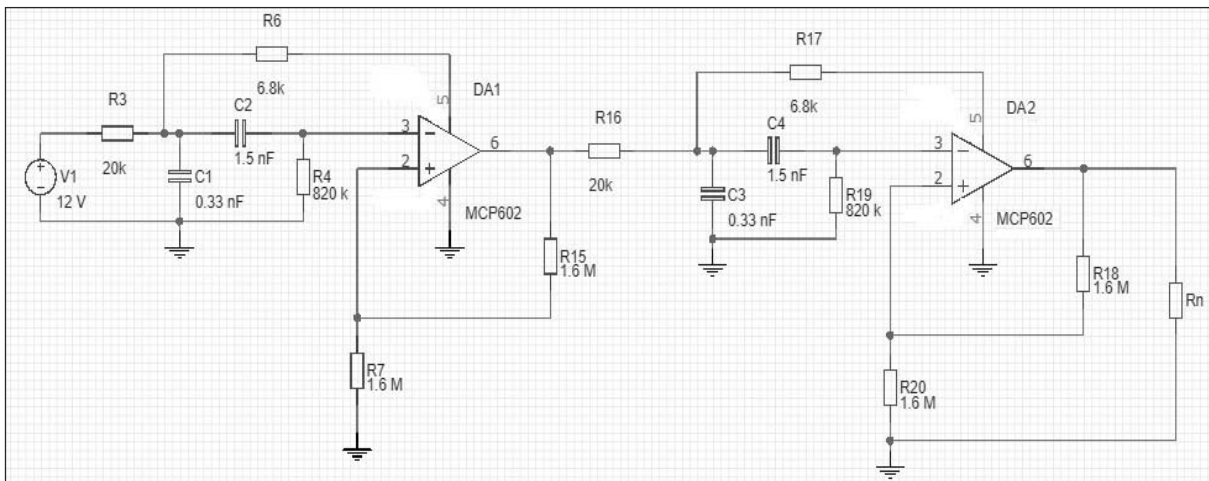


Рис. 2. Схема електрична принципова RC-фільтра

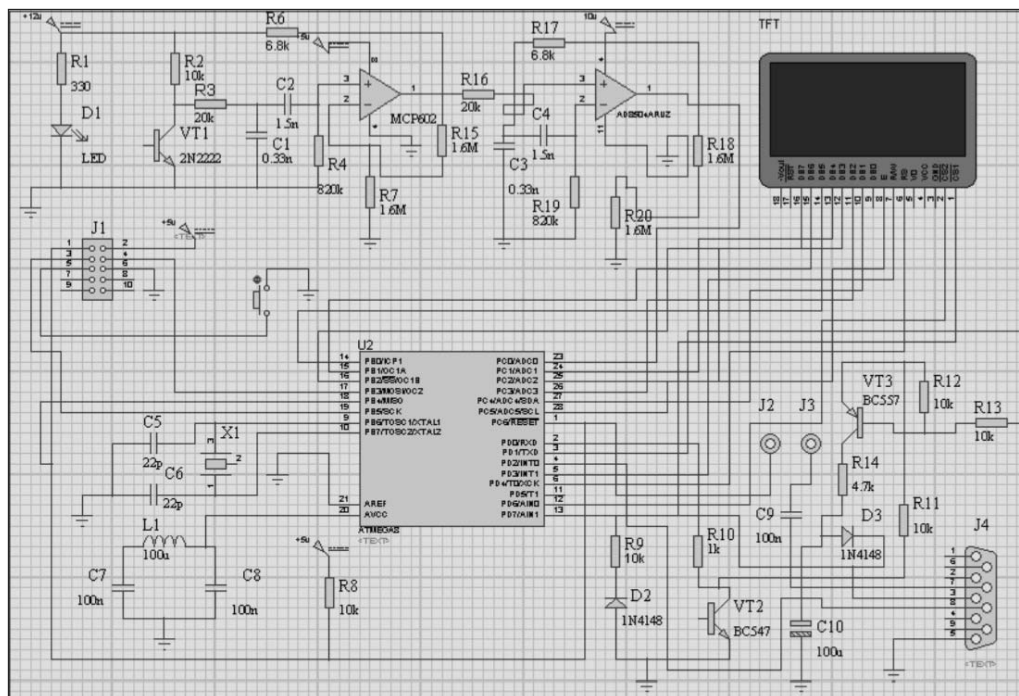


Рис. 3. Схема електрична принципова біотелеметричного модуля

Вимірювання пульсу є невід'ємною компонентою діагностичних досліджень та систем моніторингу стану здоров'я різних категорій людей. Виділимо окремо три таких категорії, для яких моніторинг фізіологічного стану, зокрема, аналіз пульсограм, є надзвичайно важливим із точки зору можливості надання своєчасної медичної допомоги та вжиття невідкладних заходів:

1) люди, в яких було діагностовано патології серцево-судинної системи, схильні до таких захворювань них або такі, що належать до групи ризику;

2) професійні спортсмени, для яких визначення обсягу рекомендованого фізичного наван-

таження базується, зокрема, на фіксації моментів виходу пульсу за межі встановлених норм, що веде до негативного ефекту від тренувань та завдає шкоди організму;

3) військовослужбовці під час бойових дій та/або виконання професійних службових обов'язків, що супроводжується перебуванням у екстремальних умовах та зумовлює важливість моніторингу психофізіологічного стану.

У цій статті розглянуто процес отримання та обробки пульсограм із використанням апаратного фільтра, мікроконтролеру та блоку індикації.

**Виклад основного матеріалу дослідження.** Біотелеметричний модуль, призначений для

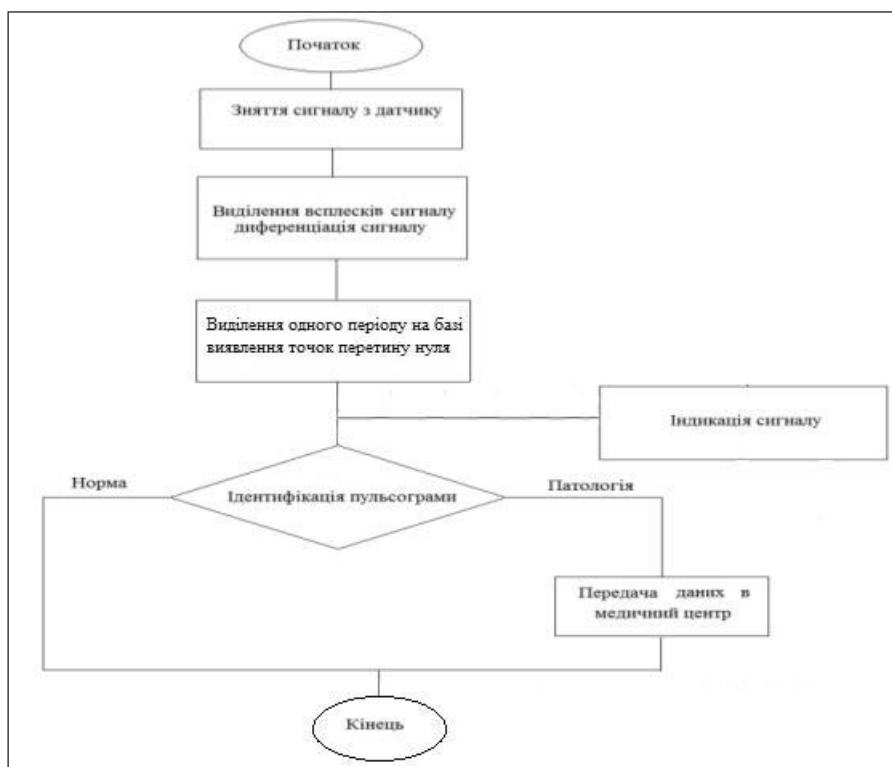


Рис. 4. Алгоритм програмної фільтрації сигналу з датчика пульсу

обробки інформації з пульсометра, побудований за структурною схемою, наведеною на рис. 1.

Схема складається з таких елементів:

- джерело живлення;
- датчик пульсу;
- смуговий фільтр;
- мікроконтролер для обробки даних;
- блок індикації пульсограми.

При подачі напруги на датчик утворюється аналоговий сигнал, що містить як корисну інформацію, так і шуми. Цей сигнал потрапляє до фільтру, завданням якого є виділення складових елементів сигналу у заданій смузі частот. Мікроконтролер зчитує інформацію з виходу фільтра за допомогою каналу АЦП і в процесі подальшої обробки здійснює виділення періоду сигналу, виявлення та усунення сплесків та виведення графіку одного періоду обробленої пульсограми на дисплей.

Апаратна фільтрація. Для фільтрації сигналу використовується двокаскадний RC-фільтр (рис. 2), що складається з таких елементів: резисторів R3, R4, R6, R7, R15, R16, R17-R20; конденсаторів C1-C4 та двох операційних підсилювачів DA1, DA2.

Як мікроконтролер для біотелеметричного модуля використовується відкрита програмована апаратна платформа Arduino UNO [2]. Індикація пульсограми реалізується за допомогою TFT-дисплею.

Загальна схема електрична принципова біотелеметричного модуля, розроблена у середовищі Proteus, зображена на рис. 3.

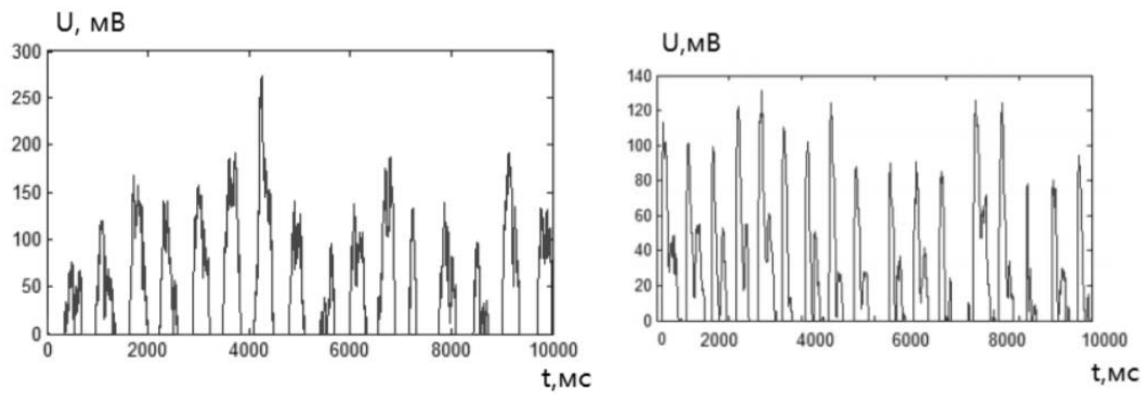
Програмна фільтрація. Алгоритм програмної фільтрації сигналу наведено на рис. 4.

При зчитуванні даних із каналу АЦП мікроконтролера в програмі виділяється певний числовий діапазон, за межі якого не має виходити досліджуваний сигнал. У протилежному випадку програма сприймає отримані дані як хибні. Аналогічна процедура виконується під час програмної обробки даних і для часового діапазону вимірних значень.

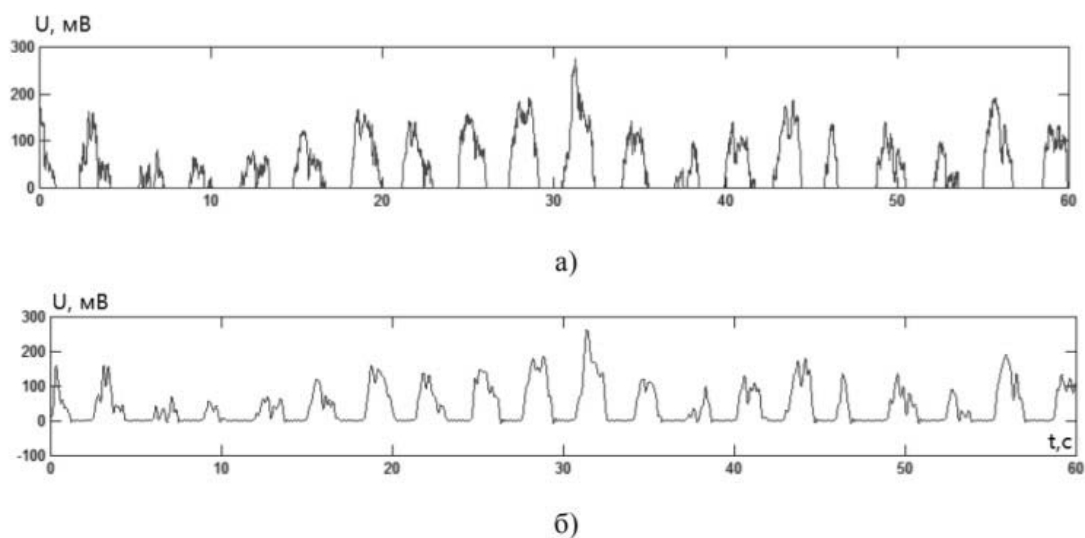
На рис. 5а зображено часову залежність напруги на виході мікроконтролера, яка відображає пульсограму до апаратної фільтрації сигналу, а на рис. 5б – після фільтрації.

Порівнюючи пульсограми на рис. 5 (а та б), можна зробити висновок, що у відфільтрованому сигналі підвищено співвідношення «сигнал-шум», що уможливорює виконання програмної фільтрації.

Далі програмним забезпеченням передбачено знаходження точок перетину сплесків сигналу з нульовим рівнем, видалення цих сплесків і виділення одного періоду пульсограми, який буде використовуватися в процесі подальшого аналізу для порівняння з шаблонами пульсограм патологій. Відфільтрований сигнал відображається на TFT-екрані.



а) б)  
Рис. 5. Пульсограма до та після апаратної фільтрації



а) б)  
Рис. 6. Пульсограми до і після програмної фільтрації

У разі програмної фільтрації сигналу були видалені сплески, величина яких була більшою 300 мВ і меншою 25 мВ по амплітуді, та проміжки між періодами пульсограми, тривалість яких менше 1 с. На рис. 6 зображено пульсограми до програмної фільтрації та після неї.

Для визначення патології треба виділити один період сигналу (рис. 7).

Як видно з рис. 7, після програмної фільтрації пульсограма не містить зайвих шумів і є придатною для виконання подальших кроків алгоритму.

Для визначення міри схожості досліджуваного сигналу та пульсограм, що характеризують патологічні стани, використовуються міри подібності. У разі виявлення ознак схожості на патологічний стан дані передаються у медичний центр для подальшої обробки та прийняття рішення про вжиття необхідних заходів.

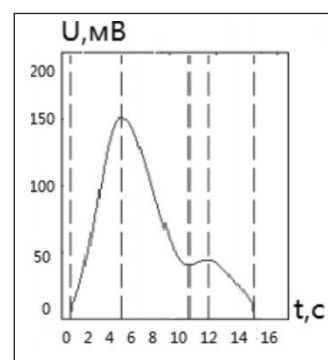
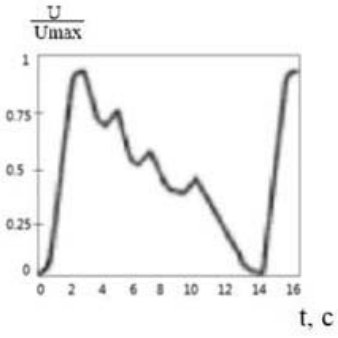
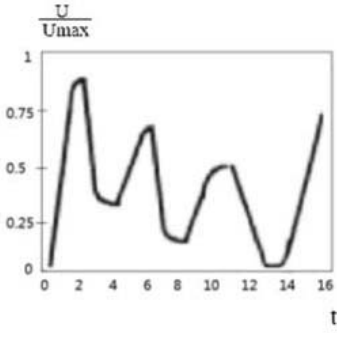
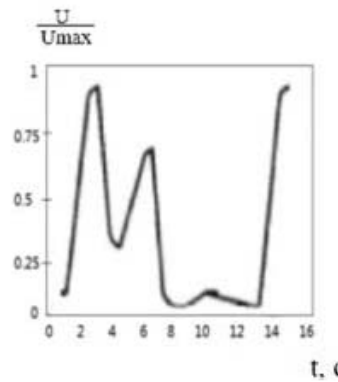
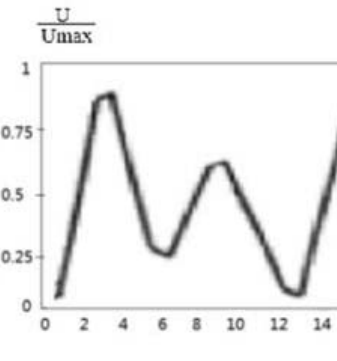
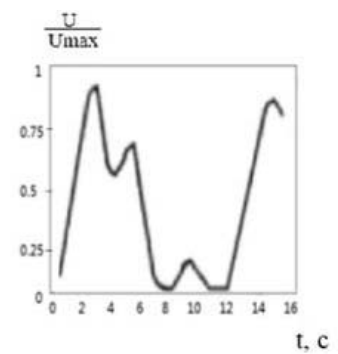
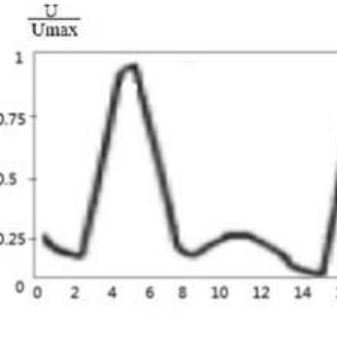


Рис. 7. Виділення одного періоду пульсограми

На основі виділеного одного періоду пульсограма порівнюється з шаблонами патологій, графіки пульсограм для яких наведено у табл. 1 (на прикладі різних значень імовірності артеріальної гіпертензії). За вертикальною віссю у наведених графіках використовуються нормовані до максимального значення.

№	Діагноз та його ймовірність	
1.	Максимальна ймовірність артеріальної гіпертензії	
		
2.	Рівна ймовірність наявності чи відсутності артеріальної гіпертензії	
		
3.	Мінімальна ймовірність артеріальної гіпертензії	
		

Пульсограми з мінімальною ймовірністю артеріальної гіпертензії характеризуються двома слабо вираженими дикротичними чи пресистоличними хвилями або однією слабо вираженою дикротичною хвилею [3; 4].

Для оцінки ступеня близькості досліджуваної пульсограми до шаблонів патологій використовується середньоквадратична похибка [5]:

$$E(U_i, U) = \frac{1}{N} \sum_{v=0}^{N-1} (U_{i_v} - U_v)^2, \quad (1)$$

де  $U_i$  – значення напруги у мВ, взяті у відповідних точках по осі часу,  $U_v$  – середнє значення напруги у мВ.

Для опису типових сигналів використовувалися двовимірні масиви, які являють собою два одновимірних масива. В першому масиві задавалися значення напруги по вертикальній вісі, в другому – час. Після цієї процедури за допомогою формули (1) порівнювався сигнал, зображений на рис. 7, з сигналами патологій (див. табл. 1) [3]. Результати, що отримані при цьому, являють

собою масив із 6 значень, серед яких обиралося найменше значення, яке показує, на який тип патології схожий цей сигнал. Результати занесено до табл. 2.

Таблиця 2

Пульсограма	Тип 1	Тип 2	Тип 3	Тип 4	Тип 5	Тип 6
Середньоквадратична похибка	0.964	0.437	0.583	0.387	0.176	0.047

З табл. 2 випливає, що досліджуваний сигнал найбільше схожий на 6 тип пульсограми, тобто ця пульсограма характеризує нормальний стан (мінімальна імовірність артеріальної гіпертензії).

**Висновки.** Таким чином, у статті виконано розробку системи первинної обробки пульсограм, включаючи апаратну та програмну фільтрацію. Під час апаратної фільтрації видаляються сплески сигналу, зменшується рівень завад та, відповідно, підвищується співвідношення «сигнал-шум». Програмна фільтрація дає змогу виділити один період пульсограми, який у подальшому порівнюється з шаблонами пульсограм для різних патологій. Оцінка міри близькості досліджуваного сигналу із шаблонами виконується на базі обчислення середньоквадратичного відхилення. У разі встановлення високого рівня схожості з патологією дані відправляються до медичного центру для подальшої обробки та прийняття рішення про вжиття необхідних заходів.

#### Список літератури:

1. Шенгур С.В., Дергунов О.В., Кучерак Р.Я., Кваша О.М. Вимірювання частоти серцевих скорочень. Збірник наукових праць Харківського національного університету Повітряних сил. 2017. Вип. 1 (50). С. 115–117. URL: <http://er.nau.edu.ua:8080/handle/NAU/27313>.
2. О платформе Arduino Uno. URL: <https://doc.arduino.ua/ru/about/>.
3. Десова А.А., Вапник Т.Н., Белова И.И., Журавель А.А. Использование показателей периферического пульса для дифференциальной диагностики заболеваний лёгких. Физиология человека. 1991. Т. 17. № 2. С. 54–60.
4. Терещенко Т.О., Ямненко Ю.С. Спектральні методи обробки біометричної інформації. ElectronComm. 2015. Vol. 20. № 1(84). С. 51–56.
5. Raghavendra N.V., Krishnamurthy L. Engineering metrology and measurements. 2013. С. 193–195.

#### ПЕРВИЧНАЯ ОБРАБОТКА И ИДЕНТИФИКАЦИЯ БИОТЕЛЕМЕТРИЧНОЙ ИНФОРМАЦИИ ДАТЧИКА ПУЛЬСА

*В статье исследуется первичная обработка временных характеристик пульсограмм с использованием аппаратной и программной фильтрации с целью дальнейшей идентификации и сравнения с пульсограммами, характеризующими патологии сердечно-сосудистой системы, на базе расчета среднеквадратичного отклонения.*

**Ключевые слова:** пульсограмма, фильтрация сигнала, среднее отклонение.

#### PRIMARY PROCESSING AND IDENTIFICATION OF BIOMETRIC INFORMATION FROM THE HEART RATE MONITOR

*In the article was considered the primary processing of pulsograms with the using of hardware and software filtration. It is used for further identification and comparison with pulsograms characterizing the pathology by calculating the mean square deviation.*

**Key words:** pulsogram, signal filtration, mean square deviation.