

РОЗДІЛ III. ІНТЕГРОВАНІ ТЕХНОЛОГІЇ МАШИНОБУДУВАННЯ ТА АВТОТРАНСПОРТУ

УДК 57.087.1

В.П. Войтенко, канд. техн. наук

С.О. Рудаков, магістр

Чернігівський національний технологічний університет, м. Чернігів, Україна

ВИЗНАЧЕННЯ СЕРЦЕВОЇ АКТИВНОСТІ ВБУДОВАНИМ ДАТЧИКОМ ТИСКУ АПАРАТА ДЛЯ ГЕМОДІАЛІЗУ

В.П. Войтенко, канд. техн. наук

С.А. Рудаков, магістр

Черниговский национальный технологический университет, г. Чернигов, Украина

ОПРЕДЕЛЕНИЕ СЕРДЕЧНОЙ АКТИВНОСТИ ВСТРОЕННЫМ ДАТЧИКОМ ДАВЛЕНИЯ АППАРАТА ДЛЯ ГЕМОДИАЛИЗА

Volodymyr Voitenko, PhD in Technical Sciences

Serhii Rudakov, master

Chernihiv National University of Technology, Chernihiv, Ukraine

CARDIAC ACTIVITY DETERMINATION WITH HEMODIALYSIS MACHINE'S INTEGRATED PRESSURE SENSOR

Визначено серцеву активність за допомогою вбудованого датчика тиску апарата для гемодіалізу. Проаналізовано наявні способи визначення серцевої активності під час гемодіалізу, сформульовано основні проблеми процесу. За допомогою математичного пакета Matlab створено робочу модель фільтра сигналу серцебиття, причому використано реальну функцію кардіограми та змодельований засобами Matlab сигнал роботи помпи. Запропоновано та проаналізовано три варіанти реалізації структури можливих приладів, які ґрунтуються на розробленій моделі, з використанням окремого комп'ютера, як окремих пристрій та як інтегрований в апарат для гемодіалізу.

Ключові слова: гемодіаліз, ниркова недостатність, адаптивний фільтр, серцева активність.

Определена сердечная активность с помощью встроенного датчика давления прибора для гемодиализа. Проанализированы существующие способы определения сердечной активности во время гемодиализа, сформулированы основные проблемы процесса. С помощью математического пакета Matlab создана рабочая модель фильтра сигнала сердцебиения, причем использовано реальную функцию кардиограммы и смоделирован средствами Matlab сигнал работы насоса. Предложены и проанализированы три варианта реализации структуры возможных приборов, основанных на разработанной модели, с использованием отдельного компьютера, как отдельное устройство и как интегрированный в аппарат для гемодиализа.

Ключевые слова: гемодиализ, почечная недостаточность, адаптивный фильтр, сердечная активность.

Present study is devoted to the definition of cardiac activity with hemodialysis machine's integrated pressure sensor. Existing methods for determining cardiac activity during hemodialysis was analyzed. Moreover, there was formulated the basic problems of this process. With the help of mathematical package Matlab, created a working model of a filter for defining cardiac activity from integrated pressure sensor of hemodialysis machine. There was a real cardiac signal used for development of filter. Was proposed and analyzed three possible device structures based on the developed model, which can be implemented in future: using a separate computer, as a stand-alone device and as integrated device into the hemodialysis machine.

Key words: hemodialysis, renal failure, adaptive filter, cardiac activity.

Вступ. Ниркова недостатність виникає у 200–500 людей з одного мільйона населення. В наш час кількість людей, хворих нирковою недостатністю, щороку збільшується на 10–12 %. На останній стадії захворювання консервативне лікування вже малоефективне, тому для очищення крові застосовують гемодіаліз. Це процедура, за якої кров людини пропускається через спеціальну очищувальну систему.

Впродовж усієї процедури гемодіалізу необхідно проводити моніторинг декількох параметрів організму. Зокрема, це стосується визначення серцевої активності, що дозволяє вдосконалити моніторинг пацієнтів під час процедури гемодіалізу, підвищити рівень комфорту процедури та, головне, запобігти розвитку недугів, пов'язаних з постійним проведенням цієї процедури. Для контролю серцевої активності застосовують електрокардіограф, проте під час довготривалої процедури гемодіалізу наявність електродів та дртів значно скорочує рухливість пацієнта, вносить додатковий суттєвий дискомфорт.

Проблемі виділення серцевого ритму з датчиків тиску в апараті для діалізу присвячено дуже мало наукової літератури. У дослідженнях [1; 2] запропоновані різні підходи до визначення серцевого ритму з артеріального датчика тиску. Обидва методи, розглянуті в цих роботах, складні та мають низьку швидкодію. Тому актуальним завданням є вдосконалення та розвиток цих методів, їх спрощення та надання можливості отримувати результати майже в реальному часі, що може підвищити економічні характеристики гемодіалізу.

Основи гемодіалізу. Як відомо з [3], діаліз (грец. *dialysis* – розкладання, відокремлення) – очищення ультрамікрогетерогенних дисперсних систем від електролітів та інших низькомолекулярних домішок водою або іншим розчинником за допомогою напівпроникної мембрани. Прилади, в яких проводять діаліз, називають діалізаторами.

Нерідко застосовують комбіновані методи очищення. Прикладом сполучення діалізу з ультрафільтрацією є апарат «штучна нирка», призначений для тимчасової заміни функції нирок при гострій нирковій недостатності. Апарат підключають до системи кровообігу хворого, кров під тиском протікає між двома мембранами, які омиваються ззовні фізіологічним розчином. З крові порівняно швидко видаляються шлаки – продукти обміну і розпаду тканин.

Як вказується в [4], необхідність проведення гемодіалізу встановлюється лікарями залежно від діагнозу та стану пацієнта. Основними показаннями до проведення гемодіалізу є:

- гостра та хронічна ниркова недостатність;
- отруєння деякими речовинами (які можуть бути видалені діалізом);
- передозування лікарських препаратів;
- важкі порушення електролітного складу крові.

При хронічних захворюваннях нирок гемодіаліз починають проводити, коли ниркова недостатність не піддається консервативній терапії та переходить у термінальну стадію (виникають симптоми уремічної інтоксикації).

Метод протипоказаний за наявності злоякісних пухлин, органічних розладах психіки, деяких інфекцій, гемофільї.

Гемодіаліз проводять за допомогою апарата штучної нирки. Будову апарата розглянуто на рис. 1 [5].

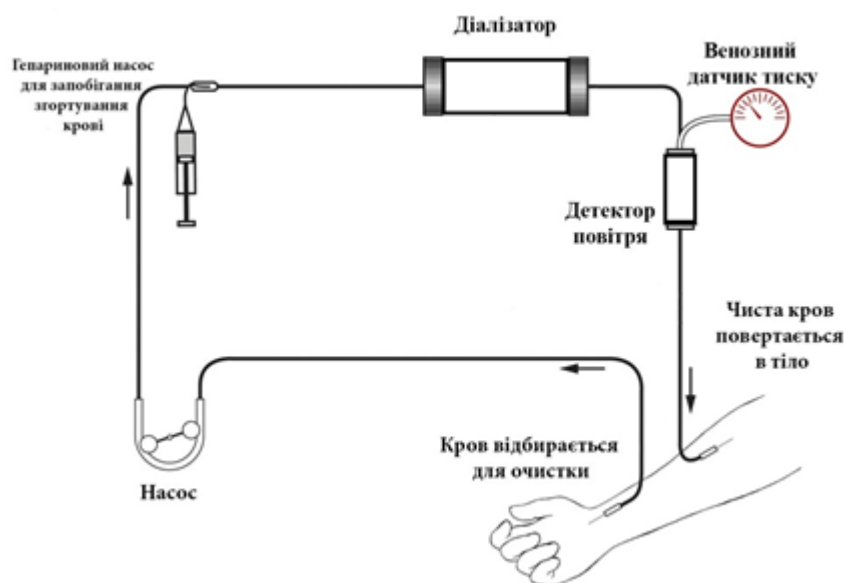


Рис. 1. Будова апарата для гемодіалізу

Апарат складається з таких компонентів: прилад для подачі крові, прилад для приготування та подачі діалізуючого розчину, монітор, діалізатор. Найважливішу функцію виконує діалізатор. Він містить напівпроникну мембрану на основі целюлози або штучних полімерів. Мембрана має площу від 0,2 до 2 м², товщину 8, 11, 15 або 30 мкм, діаметр пор від 0,5 до 5 нм. Вона розділяє внутрішній простір діалізатора на дві частини (для крові та розчину), кожна з яких має свій вхід та вихід. Кров забирається з судин хворого, потрапляє у діалізатор і знаходиться по один бік мембрани. По інший бік знаходиться розчин, який за електролітним складом подібний до складу крові. Завдяки дифузії у бік меншої концентрації через мембрану видаляються речовини з невеликою молекулярною масою (електроліти, сечовина, креатинін, сечова кислота тощо). За допомогою ультрафільтрації видаляється надлишок води та речовини з великою молекулярною масою. Очищена кров повертається до судин хворого.

Найчастішими ускладненнями гемодіалізу [4] є артеріальна гіпотензія, м'язові спазми, нудота та блювота. Артеріальна гіпотензія частіше за все обумовлена дуже швидкою ультрафільтрацією, але може бути обумовлена іншими причинами (серцева недостатність, низький вміст натрію у розчині, септицемія, тромбоемболія тощо). М'язові спазми часто виникають внаслідок дегідратації. Нудота та блювота можуть бути пов'язані з уремією або артеріальною гіпотензією.

До небезпечних ускладнень відносять гемоліз, який є наслідком перегріву або гіпотонії розчину, механічної травми крові несправним насосом, забруднення розчину хлораміном, нітратами, рідше формаліном.

В Україні, як і в усьому світі, відзначається збільшення кількості хворих на хронічну хворобу нирок (ХХН) V ст., які потребують лікування методами замісної ниркової терапії, зокрема гемодіалізом [6]. Рівень летальності від серцево-судинних ускладнень у цієї категорії хворих приблизно в 20 разів вищий, ніж у загальній популяції [6].

Останнім часом багато уваги приділяють вивченню ролі вегетативних порушень у розвитку серцево-судинних подій, зокрема й хворих, що лікуються гемодіалізом. Так, гіперсимпатикотонія є одним із факторів, що сприяють не тільки прогресуванню ХХН, але й виникненню різноманітних ускладнень [6]. Для оцінювання стану вегетативної нервової системи (ВНС) використовують різні методи: різноманітні вегетативні тести, вимірювання рівня адреналіну та норадреналіну у плазмі, оцінювання зміни артеріального тиску та частоти серцевих скорочень під час проведення ортостатичної проби та ін. На цей час найінформативнішим неінвазивним методом дослідження нейровегетативної регуляції вважається аналіз варіабельності серцевого ритму (ВСР), що дає змогу отримати інтегральну кількісну оцінку за різних функціональних станів, уточнити вплив симпатичних і парасимпатичних ланок ВНС [6].

Велика кількість наукових публікацій присвячена дослідженню ВСР, відзначається прогностична значущість цього методу в оцінюванні ризику фатальних аритмій, серцевої недостатності. Однак існує ще мала кількість робіт, в яких вивчаються показники ВСР у хворих на ХХН, які лікуються сеансами гемодіалізу.

Узагальнюючи результати досліджень, наведених у [6], можна засвідчити, що у хворих, які лікуються гемодіалізом, виявлено зниження загальної потужності нейрогуморальної регуляції, у порівнянні зі здоровими людьми. Тому дуже важливо продовжити вивчення показників ВСР у хворих з ХХН як на додіалізованому, так і діалізованому етапах лікування з метою виявлення можливої прогностичної значущості змін показників ВСР у цієї категорії хворих.

Метод вимірювання серцевої активності. Визначення серцевої активності під час гемодіалізу може покращити моніторинг пацієнтів [7]. Датчики в машині для діалізу вимірюють серцеву активність тіла. Перистальтичний насос, розташований у тому ж

VISNYK OF CHERNIHIV STATE TECHNOLOGICAL UNIVERSITY

самому колі, створює сильні періодичні імпульси, які складаються з набагато слабшою складовою – пульсом. Амплітуда тиску насоса в середньому в 100 разів вища амплітуди серцебиття (рис. 2). Тому процес виділення сигналу є досить складним.

У цій роботі досліджено можливість виявлення та дослідження серцевої активності, використовуючи симульовані дані [7]. Результати досліджень [8] показують, що часові характеристики серцебиття можуть бути точно розрахованими, використовуючи вбудовані сенсори апарата для гемодіалізу.

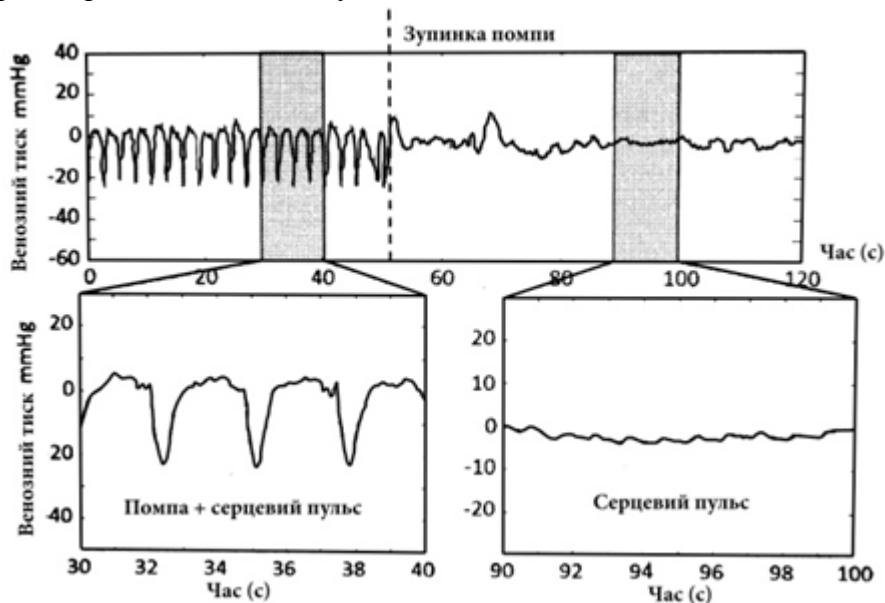


Рис. 2. Діаграма тиску сигналу з датчика

Цей метод є новим і дозволяє розраховувати кожен період серцевого ритму. Суть методу полягає в ітераційному розділенні сигналу на серцеву складову та складову помпи, $j=0,1,\dots,J$. Серцева складова розраховується шляхом віднімання змодельованого сигналу помпи від вхідного сигналу. А складова помпи розраховується відніманням від вхідного сигналу змодельованої серцевої складової. Для кожної наступної ітерації змодельовані сигнали уточнюються, що поступово зменшує паразитну складову в сигналах, що розраховуються. Ітерації продовжуються доти, доки різниця між двома сусідніми ітераціями не буде незначною. Тобто ми використовуємо адаптивний фільтр для виділення сигналу серцебиття від складової помпи.

Двома основними складовими в моделюванні сигналу є сигнал помпи та сигнал серцебиття. Сигнал помпи характеризує зміни в тиску, що викликаються одним тактом роботи помпи. Водночас сигнал серцебиття характеризує зміну тиску, викликану одним серцевим циклом. У кожній ітерації обидва сигнали перераховуються, оскільки обидва сигнали не мають постійного періоду.

Первинне оцінювання серцевої складової отримується відніманням періодичної складової помпи від вхідного сигналу. Неперервний сигнал серцевого ритму отримується складанням усіх розрахованих періодів.

Для реалізації такого завдання було створено модель у пакеті Matlab, в якій для наочності розташовані чотири графіки: сигнал кардіограми, сигнал насоса, сума сигналів кардіограми та насоса і результат роботи фільтра (рис. 3).

Також створена можливість змінювати амплітуду насоса та крок адаптації. Це дає змогу оцінити роботу та дослідити ефективність фільтра при різних значеннях цих параметрів.

На стадії дослідження розробленої моделі сигнал, представлений для фільтрації, містив у собі суму сигналу реальної кардіограми та змодельований сигнал роботи насоса для перекачування крові.

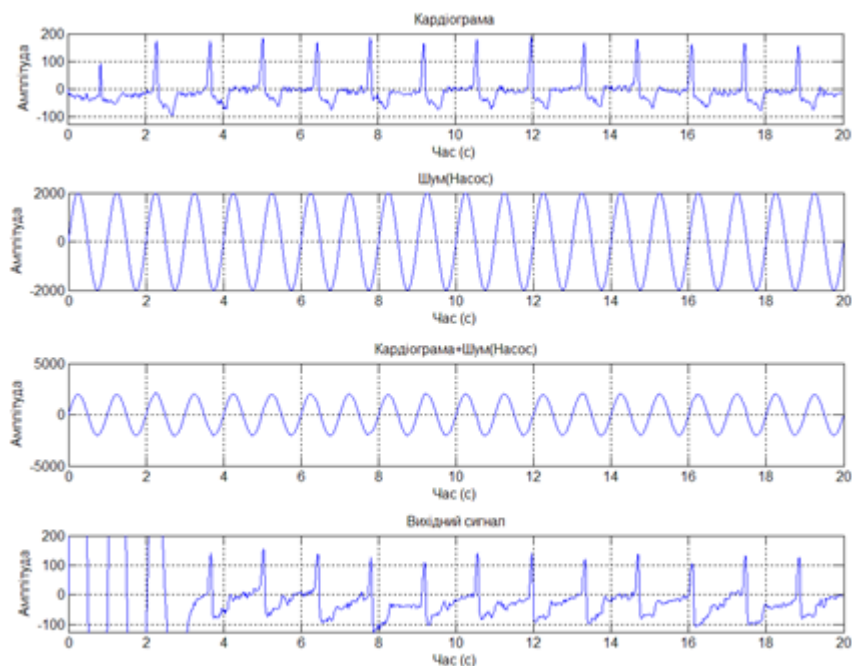


Рис. 3. Інтерфейс робочої програми. Результати фільтрації

Сигнал кардіограми, знятий у реального пацієнта та записаний у текстовий файл. Кардіограма представлена масивом дискретних значень. У нашому випадку сигнал кардіограми містить 5000 відліків. Для створення сигналу насоса використовувалося моделювання. У ході проведення досліджень амплітуда сигналу насоса приймалася в 10–100 разів вищою амплітуди кардіограми.

Після фільтрації сигналу створеним фільтром на виході ми отримуємо сигнал такий, який був на вході. Також на графіку видно процес адаптації фільтра. Швидкість адаптації залежить від кроку адаптації. Чим менший крок адаптації, тим довше вона проходить, але і точніше результат. Результат роботи фільтра з вхідними сигналами можна побачити на рис. 3.

Під час визначення залежності швидкості адаптації фільтра від кроку адаптації було отримано дані, що зображені на рис. 4.

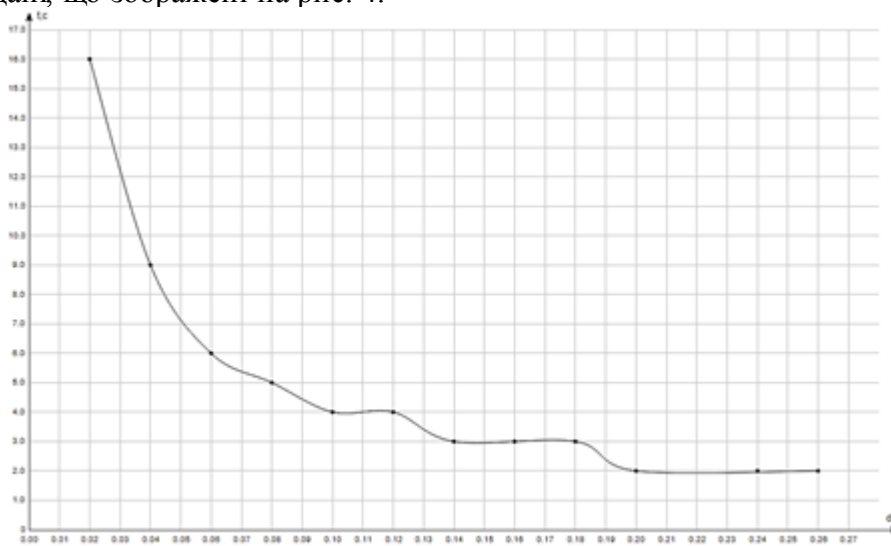


Рис. 4. Залежність швидкості адаптації фільтра від значення коефіцієнта адаптації

Також було проаналізовано залежність швидкості адаптації фільтра від амплітуди насоса. Отримані результати зображені на рис. 5.

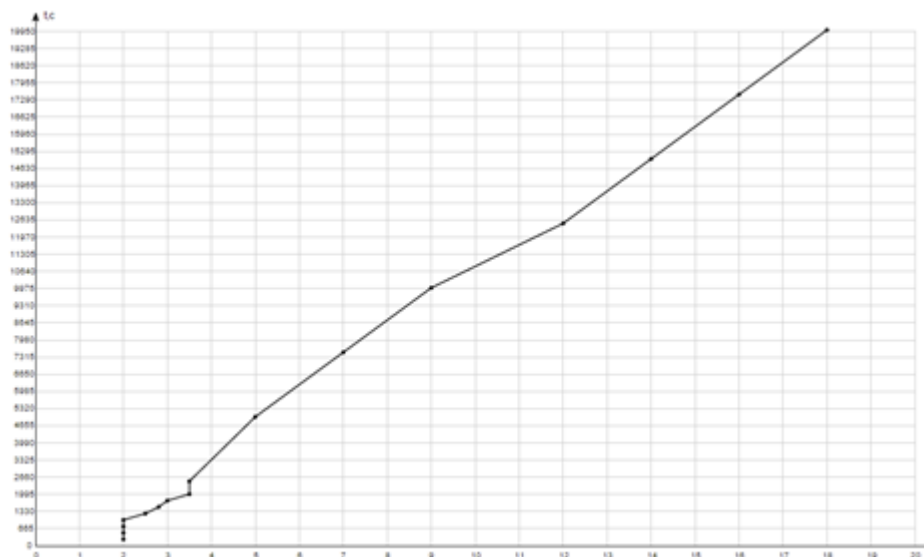


Рис. 5. Залежність швидкості адаптації фільтра від амплітуди насоса

Встановлено, що під час зниження співвідношення сигнал-шум адаптація уповільнюється. При нормальних умовах (амплітуда насоса в 100 разів більша амплітуди серцебиття) запропонований фільтр адаптується за 10–15 секунд. Цей час можна вважати задовільним, адже сама процедура гемодіалізу триває від 4 до 8 годин.

Перспектива реалізації робочого пристрою на основі цифрового сигнального процесора. За своєю функціональністю вона є досить простою, але, водночас, вона добре виконує свою функцію – фільтрує сигнал серцебиття з сигналу датчика тиску у внутрішньому колі пристрою для гемодіалізу.

У такому стані модель обробляє готові сигнали, але не в реальному часі, що в перспективі є одним із напрямків розвитку цього дослідження.

Існує декілька варіантів реалізації цього приладу на практиці:

- інтеграція такої моделі в апарати для гемодіалізу на рівні розроблення самого апарата гемодіалізу;

- створення окремого пристрою на основі сигнального процесора, який буде під'єднуватись до гемодіалізної машини через інтерфейсний роз'єм;

- оброблення даних з датчика тиску внутрішнього кола на комп'ютері, що під'єднаний до гемодіалізної машини.

Всі варіанти можна використовувати для роботи з розробленою моделлю, кожен з них має свої переваги та недоліки.

Варіант оброблення даних на комп'ютері, що під'єднаний до гемодіалізної машини, є простим, але не раціональним, оскільки невигідно використовувати окремий комп'ютер для процедури гемодіалізу.

Варіант розроблення окремого приладу, що буде підключатись до апарата для гемодіалізу, є економічно вигідним, адже один такий прилад можна буде використовувати на різних гемодіалізних апаратах. Але також він має свої недоліки. Кожна модель апарата для гемодіалізу має свої характеристики, деякі з них не мають інтерфейсного роз'єму. Тому підключення одного апарата до великої кількості діалізних машин буде викликати труднощі під час налаштування перед роботою. Також недоліком можна вважати те, що апарат для гемодіалізу сам має великі габарити і додатковий пристрій додасть дискомфорту у процес його експлуатації.

Варіант інтеграції такої моделі в апарати для гемодіалізу на рівні розроблення самого апарата гемодіалізу є дуже вигідним зі сторони ергономіки та простоти використання. Він має певні переваги серед інших:

– параметри моделі розраховуються для конкретної моделі апарата, тобто не потрібно окремо налаштовувати параметри фільтрації для кожного апарата;

– мінімізовані затрати на електронні компоненти, адже прилад для гемодіалізу вже містить у своєму складі елементи візуалізації, живлення та інші необхідні для функціонування системи;

– ергономічно найвигідніший варіант, оскільки система функціонує всередині апарата для гемодіалізу. Тобто немає потреби кожного разу підключати та налаштовувати прилад перед проведенням процедури гемодіалізу.

Варіант інтеграції запропонованого методу визначення серцевої активності в апарат для гемодіалізу є найбільш вигідним, адже він не потребує додаткових підключень та налаштувань під час експлуатації.

Висновки. Аналіз наявних способів визначення серцевої активності під час процедури гемодіалізу дозволив сформулювати основні проблеми цього процесу, а також можливі ускладнення стану пацієнтів та сформулювати актуальне завдання створення фільтра сигналу помпи.

За допомогою математичного пакета Matlab створено робочу модель фільтра сигналу серцебиття, причому використано реальну функцію кардіограми та змодельований засобами Matlab сигнал роботи помпи разом із перешкодами.

Під час дослідження роботи фільтра було знято залежність швидкості адаптації фільтра від кроку адаптації та залежність швидкості адаптації сигналу від амплітуди помпи, які дозволяють оцінити час нового процесу, як задовільний.

Запропоновані та проаналізовані три варіанти реалізації структури можливих приладів, які ґрунтуються на розробленій моделі, з використанням окремого комп'ютера, як окремий пристрій та як інтегрований в апарат для гемодіалізу.

Список використаних джерел

1. Moissl U., Wabel P., Leonhardt S., Isermann R., Krämer M. Continuous observation and analysis of heart rate during hemodialysis treatment. In Proc. Eur. Med. & Biol. Eng. Conf. (EMBEC). – 1999. – Volume 37. – P. 558–559.

2. Moissl U., Wabel P., Leonhardt S., Isermann R., Krämer M. Heart rate monitoring during hemodialysis treatment. In Proc. Eur. Med. & Biol. Eng. Conf. (EMBEC). – 2002. – Volume 3. P. 584–585.

3. Фізична і колоїдна хімія / В. І. Кабачний, Л. К. Осипенко, Л. Д. Грицан та ін. – Х. : Прапор : Видавництво УкрФА, 1999. – 368 с.

4. Ермоленко В. М. Хронический гемодиализ / В. М. Ермоленко. – М. : Медицина, 1982. – 280 с.

5. National Kidney and Urologic Diseases Information Clearinghouse (NKUDIC) [Електронний ресурс]. – Режим доступу : <http://kidney.niddk.nih.gov/KUDiseases/pubs/hemodialysis>.

6. Розенталь Р. Л. Лечение хронической почечной недостаточности / Р. Л. Розенталь. – Рига, 1984. – 235 с.

7. Лобода О. М. Варіабельність серцевого ритму у хворих, які лікуються гемодіалізом / О. М. Лобода, І. О. Дудар, Ю. І. Гончар // Український журнал нефрології та діалізу. – 2013. – № 2. – С. 37–39.

8. Mattias Holmer, Egl'e Grigonyt'e1, Kristian Solem, Bo Olde, Frida Sandberg, Leif Sörnmo. Determining Heart Activity Present in the Pressure Sensors of a Dialysis Machine // Computing in Cardiology Conference (CinC). – 2013. – P. 217–220.