

Ігор ХУДЕЦЬКИЙ, д-р мед. наук, проф.,
Юлія АНТОНОВА-РАФІ, канд. техн. наук, доц.,
Лариса ТАРАСОВА, канд. техн. наук.,
Людмила БУРЦЕВА, студентка

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,
м. Київ, Україна, e-mail: igorkhudetsky@gmail.com, antonova-rafi@ukr.net, larisa.tarasova.dmitrievna@gmail.com,
ludmila.burceva@ukr.net

ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОЦІНКИ ТКАНИН ПО РЕЗУЛЬТАТАМ ВИМІРЮВАННЯ ІМПЕДАНСУ

Анотація. Робота присвячена розробці схеми контролю зварювання тканин за рахунок вимірювання імпедансу. Відомо, що метод біполярної коагуляції набув широкої популярності і має широке практичне застосування в медицині при зварюванні тканин, резекції, зупинки кровотеч і т.п., але і досі залишається відкритим питання «перекоагуляції» тканин і якісним показником контролю може стати імпеданс. Отже, створення алгоритму для контролю проведення зварювання тканин значно полегшить роботу хірурга і підвищить якість проведення маніпуляції.

Ключові слова: біологічні тканини, біполярна коагуляція, зварювання тканин, імпеданс, імпедансометрія

Актуальність дослідження. На сьогоднішній день метод біполярної коагуляції має велике поле використання у медичній практиці [1], але досі існує проблема контролю якості виконання зварювання тканин. Головним параметром у процесі утворення зварного з'єднання є температура на межі ділянок тканин, але практична реалізація зв'язана з поки ще не подоланим завданням вимірювання температури безпосередньо в зоні контакту тканин. Отже, вимірювання імпедансу може стати достовірною величиною для оцінки якості проведення зварювання.

Мета дослідження. Метою є створення схеми контролю зварювання тканин за рахунок зміни імпедансу при термічних впливах.

Основні матеріали досліджень. Імпеданс біологічних об'єктів – комплексний електричний опір, вимірюваний за допомогою електродів, занурених у тканину або поміщених на поверхні досліджуваного органу. В даний час відомий ряд теоретичних і практичних розробок подібного призначення, що дозволяють фіксувати різні показники електрофізіологічної активності і вже застосовуються для діагностики різних захворювань неврологічного, нейродерматологічного [2], кардіологічного та інших характерів. Теоретичною основою робочих принципів цих пристроїв, а також, застосування імпедансометрії як діагностичного методу, є уявлення живої тканини у вигляді клітинної суспензії з мінливою міжклітинною відстанню, яка володіє комплексним опором, активна і реактивна складові якого, в чисельній і графічній інтерпретації, несуть допустимо достовірну інформацію про стан зазначеної тканини. При цьому, передбачається, що для цільового аналізу біоімпедансу діапазон в межах від 1 кГц до 5 МГц є прийнятно репрезентативним в частині його кореляції з реальними показниками електрофізіологічної активності живих тканин різного характеру. Інтерпретація даних, отриманих при вивченні властивостей в різних частотних спектрах, дозволяє характеризувати показники електрофізіологічної активності як відповідні нормальним, допустимим або патологічним станом досліджуваних органів і тканин. Пристрої, що реалізують цей підхід до неінвазивних вимірів, крім особливостей конструкції та різниці в застосовуваних технічних рішеннях, можна умовно розділити на працюючі на певних фіксованих частотах і спектрометричні, які дозволяють аналізувати імпеданс як в певному сегменті спектра, так і на конкретно обраній частоті [3].

При температурних впливах в межах фізіологічної норми відбуваються, в основному, оборотні структурні зміни в біотканинах і відповідні зміни електропровідності, хоча ці зміни дуже складні і дані різних експериментаторів не завжди узгоджуються між собою.

При температурних впливах за межами фізіологічної норми спостерігається зниження імпедансу біотканини у зв'язку з розривами клітинних і внутрішньоклітинних мембран, розігрівом рідин у міжклітинних просторах і збільшенням їх обсягу («закипання»), розвитком процесів деструкції тканини і перетворенням її в гомогенний провідник другого роду. У міру «висихання» вмісту клітин, коагуляції крові у прилеглих мікросудинах і зупинки припливу лімфи опір тканин зростає, потім при збільшенні температури може наступити обвуглювання. Далі буде використовуватися розповсюджена назва цього процесу - біполярна коагуляція.

Дослідження показали, що біполярною коагуляцією можна здійснювати не тільки з'єднання стінок стиснених судин, але і безліч інших м'яких живих тканин тварин і людини, що дозволяє застосувати цей процес для закриття розрізів тканин замість зшивання їх нитками або іншими подібними способами, а також для розрізання [3, 4]. Відомо те, що при біполярній електрокоагуляції опір тканини змінюється. Спочатку імпеданс тканин падає, досягає мінімального значення, а потім починає зростати. Подальший нагрів викликає прилипання інструмента до тканини, її деструкцію і обвуглювання. Спосіб, який був описаний вище згаданими авторами, передбачає завершення нагріву тканин на початковій стадії підйому її імпедансу, коли прилипання інструмента ще мало ймовірно і обвуглювання тканини виключене. Такі системи керування розраховані на коагуляцію судин і насичених мілкими судинами ділянок тканин для припинення і попередження кровотечі під час операції. Судини, які проходять коагуляцію, не тільки під час операції, але і після одужання пацієнта, втрачають свої фізіологічні функції. У зв'язку з цим особливих вимог до коагуляції не пред'являється. Важливо лише щоб біполярний інструмент не прилипав до тканини, тканина не підгорала і не зазнавала надмірного теплового ураження, яке виражається у крайньому випадку в обвуглюванні.

Інакше стає питання при з'єднанні розрізаних частин тканини. Щоб відновлення фізіологічних функцій розрізаного під час операції органу протікало достатньо швидко і не викликало за собою ускладнень, тепловий вклад має бути мінімальним, але достатнім для виникнення з'єднання. У зв'язку з цим, вимоги до керування процесом коагуляції суттєво зростають. Також важливо щоб використання біполярної коагуляції для відновлення функції органів було простим для хірурга, не відволікало його уваги на налаштування приладів і не призводило у зв'язку з цим до втрати часу. Ідеально можливо було б назвати таку систему автоматизації керування, яка могла би самостійно без участі хірурга чи його помічників налаштовуватися на режим зварювання тканин різних органів, тобто володіти адаптивними властивостями.

В результаті проведення аналітичного огляду можна зробити висновок, що метод імпедансометрії має великий потенціал для використання, в тому числі і у електрохірургії як показник для системи контролю процесу зварювання тканин.

Для розробки віртуального приладу авторами була визначена спіральна модель життєвого циклу (рис. 1) програмного забезпечення (ПЗ).

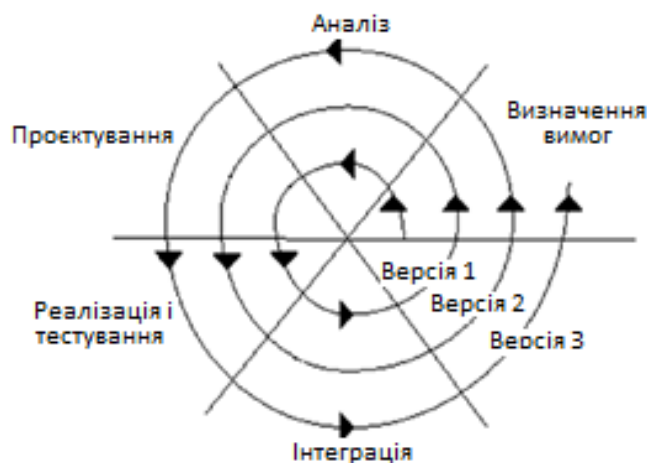


Рис. 1. Спіральна модель життєвого циклу ПЗ [5]

Кожен виток спіралі відповідає створенню фрагмента або версії ПЗ, на ньому уточнюються цілі і характеристики проекту, визначається його якість і плануються роботи наступного витка спіралі. Таким чином, поглиблюються і послідовно конкретизуються деталі проекту і в результаті вибирається обґрунтований варіант, який доводиться до реалізації. Кожен виток розбитий на 4 сектори: визначення цілей, оцінка і дозвіл ризиків, розробка і тестування, планування наступної ітерації. На кожному витку спіралі можуть застосовуватися різні моделі процесу розробки ПЗ. В кінцевому підсумку, на виході виходить готовий продукт. Розробка ітераціями відображає об’єктивно існуючий спіральний цикл створення системи. Неповне завершення робіт на кожному етапі дозволяє переходити на наступний етап, не чекаючи повного завершення роботи на поточному.

В даній роботі реалізований перший виток розробки та тестування програми, а саме створення віртуального приладу для вимірювання імпедансу. Для моделювання приладу була обрана графічне середовище National Instruments LabVIEW 2016. Датчиком для реєстрації імпедансу біологічних об’єктів використовують електроди. Генератор віртуального приладу з константами управління для аналізу залежності імпедансу від частоти може мати вигляд, зображений на рис. 2.

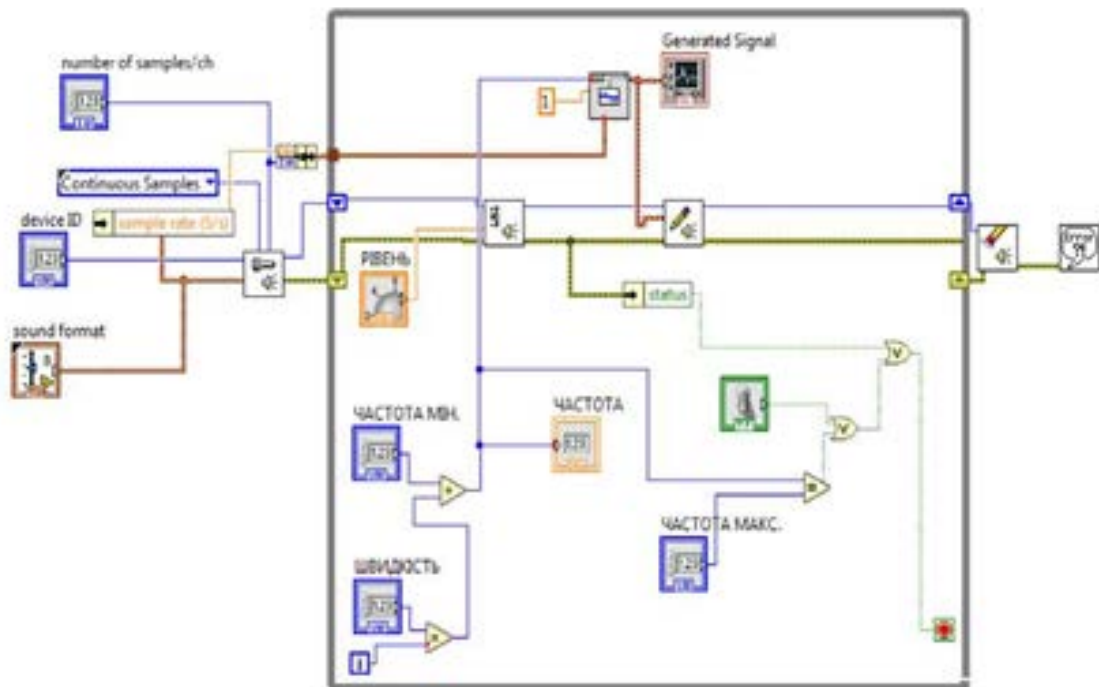


Рис. 2. Блок-схема генератора для частотного аналізу

Для забезпечення можливості гнучкого керування параметрами генератора передбачені регулювання швидкості збільшення частоти та встановлення мінімального та максимального значення частоти. Автоматичне зростання частоти забезпечено тим, що на вхід, який керує частотою генератора, відправляється значення лічильника циклу. Керування швидкістю росту частоти реалізується шляхом множення значення лічильника на коефіцієнт, який вводиться користувачем. Для обмеження максимального значення частоти генератора значення поточної частоти порівнюється з величиною керуючої константи, яка визначає максимальну частоту. Результат порівняння, через каскад логічних елементів «АБО», зупинить роботу віртуального генератора. Амплітуда сигналу генератора регулюється за допомогою віртуального потенціометра «PIВЕНЬ». Згідно з блок-схемою зупинка віртуального приладу можлива в одному з трьох випадків: наявність помилки у каналі відтворення сигналу, зупинка роботи генератора користувачем при натисканні кнопки «Stop», рівність поточної частоти генератора значенню керуючої константи, яка визначає максимальну частоту генерації. На

лицьову панель (рис. 3) приладу встановлено осцилограф, який візуалізує фрагмент сигналу, який генерується, цифровий індикатор для відображення поточного значення частоти генератора, значення максимальної частоти та мінімальної частоти. Також відображається значення швидкості, з якої наростає частота та амплітуда, яка регулюється константою «Рівень».

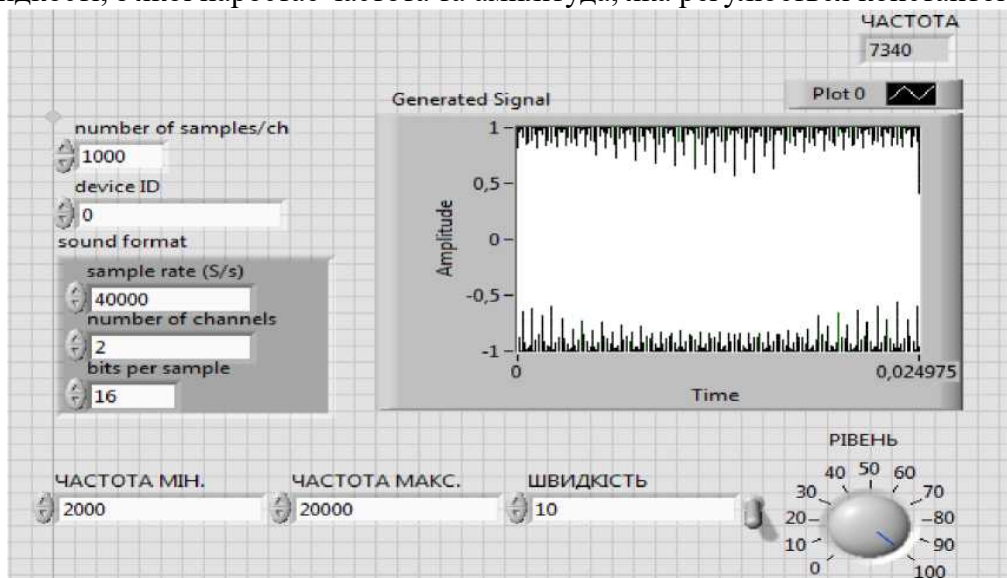


Рис. 3. Лицьова панель віртуального генератора

Для розрахунку робочих характеристик приладу та створення алгоритмів обробки даних необхідні моделі зміни провідності тканин при ураженнях. Для живих тканин класичною є модель Фріке-Морзе зображена на рис. 4.

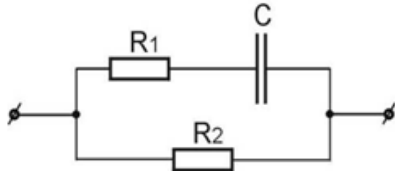


Рис. 4. Електроімпедансна модель біологічного об'єкта

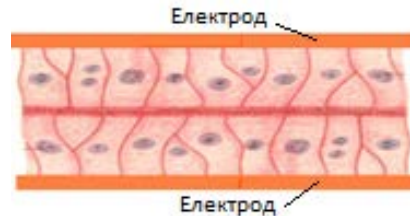


Рис. 5. Вільний стан зведених тканин

Алгоритм управління процесом зварювання можливо здійснити за наступною схемою:

1. Стикування крамок, що сполучаються, за допомогою хірургічного інструмента та стиснення їх електродами (рис. 5).

2. Поступовий підйом напруги між електродами.

3. Обчислення поточного імпедансу тканини.

4. Цифрова фільтрація імпедансу.

5. Спостереження за поточним значенням імпедансу. Як видно з рис. 6, імпеданс проходить через мінімум Z_{\min} . Цей момент відповідає початку швидкої денатурації білка. Денатурація веде до перебудови молекулярної структури білків, що призводить як би до розбухання білкових молекул, при цьому спостерігається збільшення опору руху легких іонів. Можна припустити, що початок денатурації і є причиною появи мінімуму на графіку залежності імпедансу від часу перебування тканини під напругою. Потрібно також мати на увазі, що теплопровідність тканини низька, і щоб отримати більш-менш достовірний результат, тканину потрібно розігрівати не дуже швидко.

6. Ще деякий (дуже невеликий) час напруга продовжує зростати (рис. 6). При цьому, поточне значення імпедансу зростає швидко до тих пір, поки відношення його поточного

значення до мінімального не досягне встановленого значення ΔZ . Напруга фіксується на досягнутому рівні. Це кінець першого етапу, на якому і завершується первинне настроювання. Таким чином відбувається самоналаштування системи на стан тканини, при якому починається швидка денатурація. Невелике перевищення фіксованої напруги, в порівнянні з напругою, що відповідає мінімуму імпедансу, попереджає реакцію системи на помилкові мінімуми, які неминучі в даному випадку.

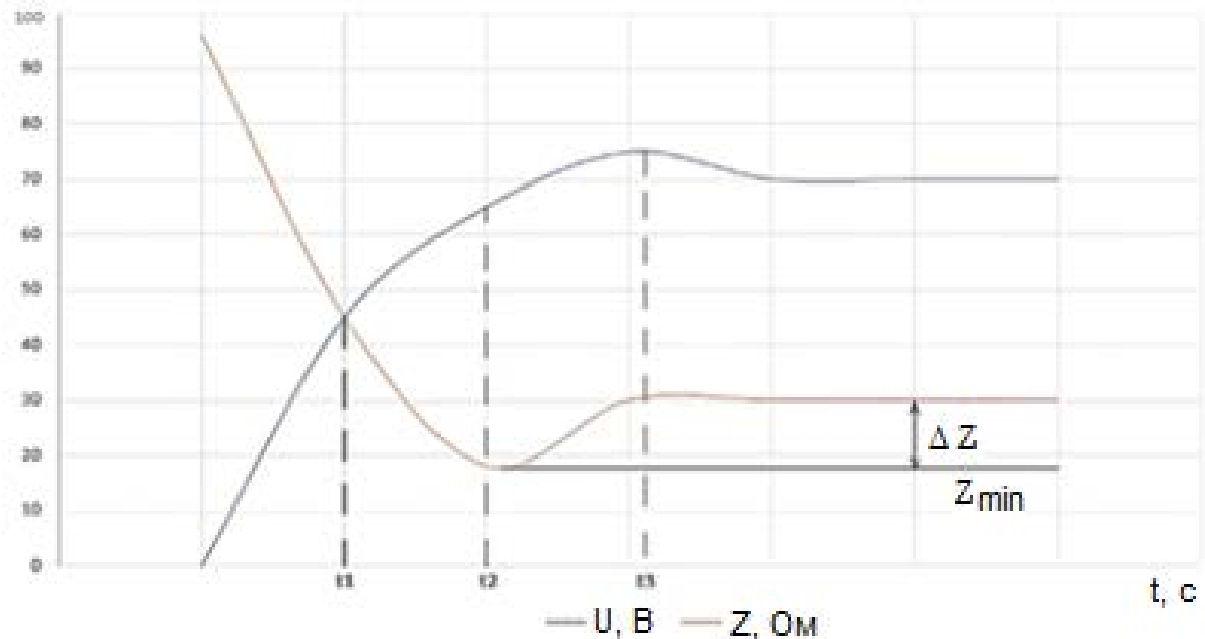


Рис. 6. Залежності напруги U у місці контакту та імпедансу тканин Z від тривалості (часу) протікання процесу зварювання t

7. Далі, як і раніше, продовжується спостереження за поточним значенням імпедансу. Якщо імпеданс залишається постійним, то найімовірніше білкові нитки продовжують зростати, росте і температура тканини. Ці два процеси як би компенсують свій вплив на активну складову імпедансу. Якщо ж імпеданс падає, то, очевидно, температура тканини зростає, і напругу треба декілька понизити.

8. Завершення зварювання слід проводити через певний інтервал часу після завершення першого етапу. Цей час повинен бути мінімальним, але достатнім для завершення утворення ниток, оскільки полімеризація не може завершитися миттєво.

Частина мембран, як з одного боку, так і з іншого, пробиті електричним полем з утворенням загального об'єму цитоплазми, утворюють з'єднання за рахунок коагуляції білків.

Біологічні тканин містять елементи, які мають виражені властивості діелектриків - клітинні мембрани, які грають велику роль у формуванні механізмів проходження струму через живу тканину. Для біологічних об'єктів, які складаються з клітин, існує макроструктурна поляризація. Вона обумовлена тим, що електроліти, які містяться в структурних елементах клітин, оточені мембранами. Електричне поле викликає переміщення іонів електроліту всередині окремого провідного шару, а проходження іонів через оточуючу мембрану утруднено через її низьку провідність [6]. Таким чином, у структурі тканин виникають утворення з усталеними розділенням електричних зарядів, які володіють гігантським (порівняно з окремими молекулами) дипольним моментом, та системою, в якій може бути накопичений заряд. Явище макроструктурної поляризації лежить в основі імпедансних методів вимірювання показників гематокриту.

Для реалізації обговорюваного методу було побудовано програмно-апаратний комплекс, який дозволить проводити вимірювання біоімпедансу.

В програмно-апаратному комплексі для вимірювання біоімпедансу, схема якого вказана на рис. 7, з інтервалом в 250 мс подається імпульс на 3 мс і зчитуються три значення напруги через 1 мс у ділянці між резистором та біологічною тканиною. Отримані данні через інтерфейс USB передаються на комп'ютер.

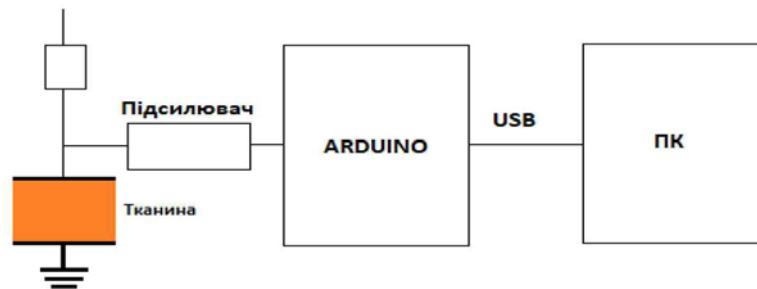


Рис. 7. Схема програмно-апаратного комплексу для вимірювання імпедансу

Висновки

На підставі аналізу науково-технічної літератури, інформаційних ресурсів Інтернет і теоретичних основ зварювання біологічних тканин визначено, що використання імпедансу як показника якості зварювання біологічних тканин є доцільним і перспективним.

Створено віртуальний прилад у середовищі NI Multisim 2016, який може бути використаний як для контролю процесу біполярної коагуляції в подальшому, так і для оцінки залежності зміни імпедансу від частоти.

На основі відомих частотних характеристик імпедансу біологічного об'єкту та за допомогою графоаналітичного методу Боде отримано передавальну функцію для тестування алгоритму керування проведенням біполярної коагуляції.

Розроблено схему програмно-апаратного комплексу для оцінки тканин за рахунок вимірювання імпедансу та схему управління методом біполярної коагуляції.

Література

1. Барило Г., Голяка Р., Прудіус І., Фабіровський С. (2018). Вимірювальні перетворювачі імпедансу з чотиритактним детектуванням сигналу. *Visnyk NTUU KPI Seriya – Radiotekhnika Radio-paratobuduvannya*, Iss. 62–68.
2. Gajasinghe R., Tigli O., Jones M., Ince T. (2016). Label-free tumor cell detection and differentiation based on electrical impedance spectroscopy. 2016 IEEE SENSORS. doi:10.1109/icsens.2016.7808466.
3. Hong B., Sun A., Pang L., Venkatesh A., Hall D., Fainman, Y. (2016). Integrated biosensor for simultaneous detection by surface plasmon resonance and Faradaic electrochemical impedance spectroscopy. *Conference on Lasers and Electro-Optics*, 113. doi: 10.1364/cleo_at.2016.jw2a.
4. Антонюк О. О. (2016) Вдосконалення методів та засобів імпедансометрії для дослідження тканин організму людини. Автореферат дисертації на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.01.02 – стандартизація, сертифікація та метрологічне забезпечення. Національний університет «Львівська політехніка» Міністерства освіти і науки України, Львів, 20
5. Дубко А.Г., Тертична В.С., Нікітін В.О. (2022). Діагностика стану тканин організму на основі біоімпедансного аналізу. *Theoretical and science bases of actual tasks. Proceedings of the XIV International Scientific and Practical Conference*. Lisbon, Portugal, 253–259.
6. Антоненко Є.О. (2021). Система імпедансної спектроскопії біологічних рідин і суспензій. Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата фізико-математичних наук за спеціальністю 01.04.01 – фізика приладів, елементів і систем (фізико-математичні науки). – Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна. Харків, 171.